Sistema de Análise Cefalométrica no Instituto de Engenharia Biomédica (INEB)

Jorge Miguel Lopes Correia

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Licenciatura em Engenharia Electrotécnica e de Computadores

2002-07-08

Sistema de Análise Cefalométrica no Instituto de Engenharia Biomédica (INEB)

Jorge Miguel Lopes Correia

Relatório do Estágio Curricular da LEEC 2001/02

Orientador na FEUP, INEB: Prof. Doutor Jorge Alves da Silva

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Licenciatura em Engenharia Electrotécnica e de Computadores

2002-07-08

Aos meus pais e aos meus amigos, poucos mas bons!

Resumo

Cefalometria é a medição das dimensões da cabeça humana com fins científicos.

A cefalometria desempenha um papel fundamental no diagnóstico e na correcção cirúrgica de deformações das regiões oral e maxilo-facial. Uma das principais consequências destas deformações é a doença conhecida Apneia do Sono. Na prática corrente, a análise cefalométrica é efectuada sobre uma radiografia lateral do crânio, na qual são assinalados alguns pontos anatómicos relevantes, a partir dos quais se extraem certas distâncias e ângulos que caracterizam a estrutura óssea. Esta análise é, em geral, feita manualmente, colocando uma folha de papel transparente sobre a radiografia.

O objectivo principal deste trabalho foi desenvolver uma aplicação que permitisse fazer esta análise em computador, sobre uma imagem de radiografia, digitalizada com um *scanner*. O desenvolvimento compreendeu a implementação de algumas rotinas de processamento de imagem que permitiram a determinação automática da escala, visível na radiografia, e o realce de zonas de interesse, de modo a facilitar a identificação dos pontos característicos nas imagens digitalizadas. Finalmente é gerado um relatório automático que permite uma análise por parte do cirurgião, bem como rápidas conclusões acerca do diagnóstico para uma possível correcção.

Da aplicação resultou um software flexível, preciso e à medida das necessidades do utilizador, tornando o seu trabalho simples e rápido.

Agradecimentos

Gostaria de manifestar o meu profundo reconhecimento ao Prof. Doutor Jorge Alves da Silva pela orientação científica do trabalho descrito neste relatório, bem como pela sua permanente disponibilidade.

Agradeço ao Dr. Rui Costa e Sousa, cirurgião que acompanhou este projecto, a colaboração na cedência de imagens, as sugestões que sempre me dispensou, bem como a validação dos resultados que se dignou proporcionar-me.

Gostaria ainda de mencionar o bom ambiente de trabalho proporcionado pelos meus colegas do Grupo Visão por Computador e Processamento de Imagem do INEB (Instituto de Engenharia Biomédica). Em particular, devo ao Nuno Valentim o facto de me ter sentido sempre acompanhado, através da frequente troca de ideias e pontos de vista.

Agradeço aos meus amigos e familiares por o enorme interesse e incentivo que me proporcionaram no decurso deste trabalho.

Finalmente gostaria de referir o suporte financeiro através de uma Bolsa de Iniciação à Investigação Científica concedida pela Fundação de Ciência e Tecnologia (FCT), através do Instituto de Engenharia Biomédica (INEB).

Índice de Conteúdos

1 Introdução 3
1.1 Apresentação do INEB e do HGSA 4
INEB – Instituto de Engenharia Biomédica 4
Serviço de Estomatologia e Cirúrgia Maxilo-Facial do Hospital de Santo António (HGSA) 4
1.2 Estudo e Desenvolvimento do Protótipo CEPHAS no Projecto Sistema de Análise Cefalométrica 5
1.3 Organização e Temas Abordados no Presente Relatório 5
2 Apresentação do problema 6
3 Apresentação da solução proposta e trabalho desenvolvido 8
4 Fundamentos teóricos 9
5 Apresentação do protótipo desenvolvido 14
5.1 Aquisição de imagens 14
5.2 Interface gráfico 15
5.3 Representação das imagens 20
5.4 Dados de configuração 20
5.5 Ajuste de imagem 22
5.6 Base de dados do paciente 23
5.7 Análise de exames 24
Determinação da escala 24
Marcação de pontos 27
Cálculo automático de parâmetros 27
Marcação de contornos 28
Visualização de dados 29
Visualização de relatório de diagnóstico médico 29
6 Conclusões e perspectivas de trabalho futuro 32
Bibliografia 33
ANEXO A: Glossário 36
ANEXO B: Abreviaturas 37
ANEXO C: Folha de características do *Scanner Umax Astra 1220S* 38
ANEXO D: Folha de características da câmara digital *Sony DSC-F707 Cyber-shot* 40
ANEXO E: Conteúdo do ficheiro ‘cephas_config.txt’ 42
ANEXO F: Manual do Programa CEPHAS 44

1 Introdução

A cefalometria é um método de diagnóstico muito importante em ortodontia. Enquanto a ortodontia trata da profilaxia e da correcção de defeitos da posição dos dentes, a cefalometria, termo cuja origem etimológica assenta em duas palavras gregas (*kephalé*, «cabeça» +*métron*, «medida» +-ia), trata da medição da cabeça em antropologia e muitas ciências afins.

A cefalometria é utilizada para definir o biotipo de cada paciente. Permite definir o tipo de padrão facial e mesmo o seu padrão dentário. É a base para o diagnóstico, a planificação e realização do tratamento ortodôntico-cirúrgico.

Esta simples introdução, acerca do que é a cefalometria, permite detectar o interesse que pode existir de um interdisciplinaridade entre as ciências de engenharia e as ciências médicas. Isto é, existem campos comuns de interesse entre as aplicações da engenharia e as necessidades sentidas pela medicina curativa ou mesmo preventiva. Ora este trabalho procura responder a alguns desses problemas no campo da cefalometria.

Ao analisar um paciente observa-se a harmonia da face, se tem um perfil equilibrado e, caso seja necessário, traça-se um plano de tratamento, não exclusivamente dentário, podendo realizar-se um tratamento que modifique a estética facial. De uma maneira geral pode dizer-se que na mulher predominam as linhas curvas enquanto que no homem as linhas da face são mais lineares.

A cefalometria encontra aplicação no estudo do crescimento facial, no diagnóstico de possíveis patologias, na avaliação do espaço faríngeo, no diagnóstico de deformações cranio-faciais e na avaliação dos resultados do tratamento. Quando se consegue construir ou encontrar um instrumento capaz de ser utilizado em cefalometria, em ordem a atingir objectivos pretendidos, diz-se que se construiu um cefalómetro. Foi aquilo que se pretendeu com este trabalho.

Para realizar o estudo cefalométrico manual é necessário ter a radiografia lateral do crânio do paciente, papel vegetal, lapiseira, régua e transferidor. O cefalograma é composto por 3 partes: desenho anatómico (composto pelo desenho de perfil e pelo desenho das estruturas ósseas), traçados de orientação (composto por linhas e planos) e pelas medidas cefalométricas.

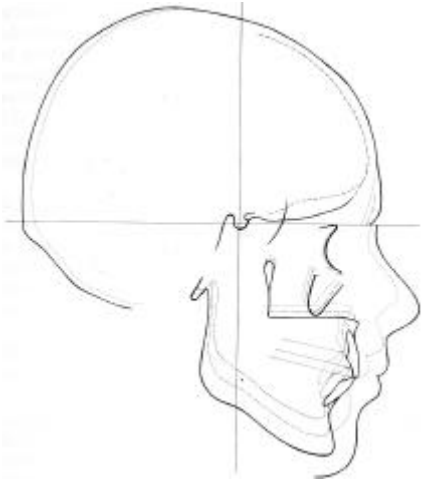

Figura 1: Exemplo de cefalograma.

Uma vez definidos, diz-se que o cefalograma está composto por linhas e planos. As linhas são formadas pela união dos pontos cefalométricos. O aspecto final de um cefalograma com pontos, curvas e linhas marcadas será como está representado nas figuras seguintes:

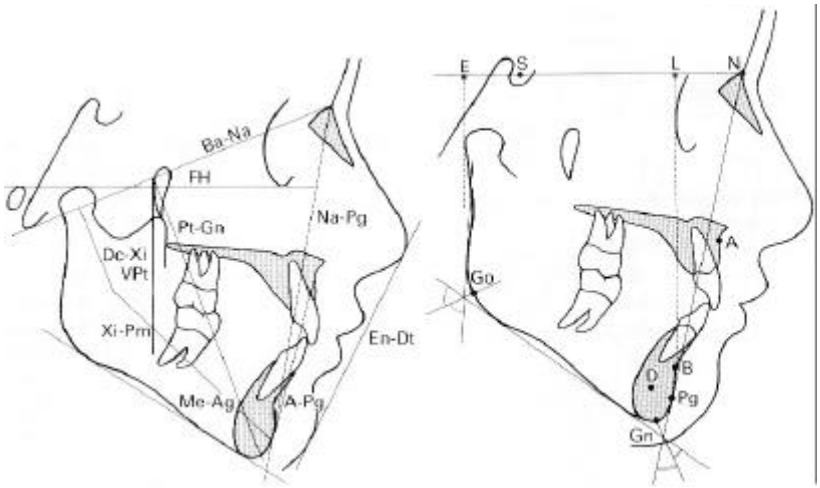

Figura 2: Aspecto geral de um cefalograma com linhas e planos.

As medidas cefalométricas são distâncias lineares e ângulos calculados sobre o cefalograma.

1.1 Apresentação do INEB e do HGSA

INEB – Instituto de Engenharia Biomédica

O INEB - Instituto de Engenharia Biomédica é uma associação privada sem fins lucrativos e de utilidade pública da Universidade do Porto. A missão do INEB é assegurar uma interface entre os meios académico e empresarial e os sectores da Saúde, nas áreas da Engenharia Biomédica.

As áreas de actividade do INEB são Biomateriais e Sinal e Imagem Biomédica. O Laboratório de Sinal e Imagem Biomédica, onde decorreu o presente estágio, encontra-se subdividido em 3 grupos: Arquitecturas e Sistemas (ARSIS), Visão por Computador e Processamento de Imagem (CVIP) e Processamento de Sinal (PSI). O estágio foi realizado no âmbito do grupo CVIP, cujo coordenador é o Prof. Doutor Aurélio Campilho. Os programas de investigação deste grupo são análise de imagem médica, visão por computador, modelação do corpo humano e processamento e análise de imagens médicas. É neste última área que se integra o presente projecto.

Serviço de Estomatologia e Cirúrgia Maxilo-Facial do Hospital de Santo António (HGSA)

O Serviço de Estomatologia e Cirurgia Máxilo-Facial do HGSA tem como directora a Sra. Dra. Conceição Cerqueira. Um dos médicos que lá trabalha é o Sr. Dr. Rui Costa e Silva. E foi na sequência de uma diligência deste ilustre médico que se procurou desenvolver um sistema que permitiria efectuar análises cefalométricas por computador.

1.2 Estudo e Desenvolvimento do Protótipo CEPHAS no Projecto Sistema de Análise Cefalométrica

O trabalho descrito neste relatório foi desenvolvido no INEB (Insituto de Engenharia Biomédica) na sequência de uma solicitação do Dr. Rui Costa e Sousa, do Serviço Estomatologia e Cirurgia Maxilo-Facial do Hospital Geral de Santo António.

O projecto começou com uma apresentação do problema feita pelo orientador de estágio onde foram delineadas as principais linhas de acção do projecto. Posteriormente houve uma reunião com o cirurgião a quem se destina a aplicação, onde se definiram melhor as especificações necessárias à sua elaboração.

Foi facultado algum material bibliográfico e radiográfico onde foi possível encontrar os dados médicos necessários.

O desenvolvimento da aplicação decorreu no âmbito do grupo CVIP – Visão por Computador e Processamento de Imagem. Aconteceram várias reuniões com o orientador e com o cirurgião quando foi necessária a intervenção dos mesmos para uma correcta validação da aplicação.

O estágio curricular tem como principal componente a programação em *Matlab*, um produto da *The Mathworks, Inc*.

1.3 Organização e Temas Abordados no Presente Relatório

Depois desta introdução, no capítulo 2 encontra-se uma pequena descrição do problema proposto (e dos seus requisitos).

No capítulo 3 apresentam-se as etapas definidas de modo a cumprir os requisitos estabelecidos.

No capítulo 4 são apresentados alguns fundamentos teóricos sobre técnicas usadas em processamento digital de imagem.

No capítulo 5 é descrita uma apresentação do protótipo, desenvolvido, em ambiente *Matlab*, estando este capítulo subdividido nas várias partes que constituem a aplicação.

No capítulo 6 são apresentadas conclusões acerca do trabalho realizado e é feita referência a possíveis melhorias a introduzir, futuramente, na aplicação desenvolvida.

2 Apresentação do problema

O principal objectivo deste projecto é desenvolver uma aplicação flexível que permita substituir o trabalho manual, com papel e lápis, da marcação de pontos e linhas, e da medida de ângulos e distâncias.

Fornecida uma radiografia da cabeça, obtida através de um sistema radiográfico como o mostrado na figura 3, pretendia-se desenvolver um sistema que permitisse, ao utilizador, digitalizar a radiografia (exemplos de radiografias podem ser vistos na figura 4), processar a imagem digitalizada tendo em vista a extração de distâncias e ângulos cefalométricos, obter um relatório de diagnóstico médico contendo toda a informação relevante extraída da radiografia, que permitisse guardar os dados de identificação do paciente bem como da própria radiografia numa base de dados.

Figura 3: Exemplo de máquina usada para adquirir radiografias cefalométricas.

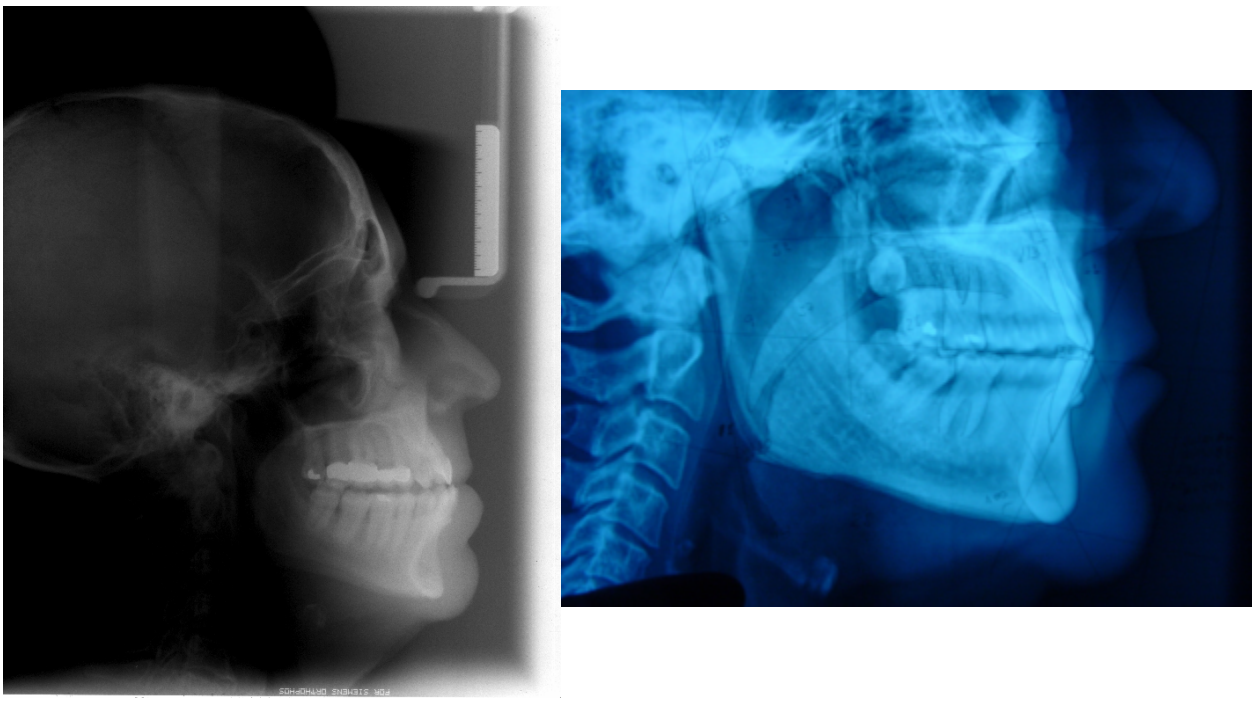

Figura 4: Radiografias adquiridas

Para possibilitar a realização de medidas cefalométricas, a radiografia inclui em alguns casos, uma escala que é necessário detectar, para determinar o factor de conversão de *pixels* em distância real. Para obter as distâncias e ângulos (medidas cefalométricas), o utilizador tem de marcar um conjunto de pontos e é com base nesses pontos que todas essas medidas serão calculadas. As medidas, por si só, têm um interesse limitado se não forem tidos em conta os valores padrão (valor médio e desvio padrão), variáveis consoante o tipo de população e idades. Os valores padrão dependem da idade, principalmente na juventude, sendo assumido que a partir dos 17 anos se consideram todas as medidas iguais. Até aos 17 anos todos esses valores variam muito sendo complicado criar a base de dados com esses valores. Como as radiografias a utilizar nesta aplicação são de pacientes com idades superiores a 17 anos, esses valores são mais facilmente integrados na aplicação. É necessário ainda criar uma base de dados que permita guardar, além dos dados de identificação do paciente (número do processo, nome, morada, localidade, código postal, sexo, telefone), os dados e informação extraída de cada radiografia do paciente (pontos e contornos marcados, factor de escala, cálculos efectuados, nome do ficheiro da radiografia).

A geração de um relatório advém da necessidade de facilitar a interpretação das medidas realizadas. O relatório deverá ser tão semelhante quanto possível ao relatório actualmente utilizado no Serviço de Estomatologia e Cirurgia Maxilo-Facial do Hospital Geral de Santo António (HGSA).

3 Apresentação da solução proposta e trabalho desenvolvido

Numa primeira fase, e após diversas reuniões, ficou clarificada a análise de requisitos, isto é, o que se pretendia incluir na aplicação de acordo com os objectivos propostos.

Assim, foram definidas as seguintes etapas principais do trabalho a desenvolver:

- aquisição de imagem, a partir de uma radiografia, com um *scanner*;
- desenvolvimento de um programa com uma interface gráfica simples e flexível que permitisse o uso de técnicas de processamento de imagem, tendo em vista o realce de alguns pontos característicos e a determinação automática da escala; deveria ainda permitir a marcação de um conjunto de pontos e linhas facilmente configuráveis através de um ficheiro de configuração;
- determinação de diversas distâncias e ângulos (também facilmente configuráveis através do mesmo ficheiro) sobre as imagens adquiridas;
- elaboração automática de um relatório em formato html, tendo em atenção a relação entre as medidas efectuadas e as medidas-padrão;
- criação de uma base de dados de pacientes que permitisse guardar as imagens adquiridas e outros dados relevantes relativos ao paciente e às imagens/exames;
- elaboração de um manual do utilizador.

Este trabalho compreendeu também o estudo de algumas técnicas de processamento de imagem, estudo da linguagem de programação *Matlab* e de algumas das suas bibliotecas (nomeadamente a de processamento de imagem, processamento de sinal e GUI (*Graphical User Interface*)), estudo da linguagem de programação html e ainda a criação de páginas web de modo a ser publicada uma página web sobre o trabalho, localizada em http://www.fe.up.pt/~ee97078.

4 Fundamentos teóricos

Com o decorrer dos anos, as radiografias com fins cefalométricos, chegaram a uma excelência em qualidade de contraste. Um problema persiste que é o facto da radiografia captar estruturas da cara tanto do lado em que as radiações incidem na face, como do lado oposto a essa face. Este dado faz com que não seja possível detectar automaticamente os pontos cefalométricos. Daí que é recomendável que a marcação dos pontos cefalométricos sejam feitas pelo Ortodontista.

Hoje, as imagens radiográficas e fotográficas que constituem a base da documentação ortodôntica, podem ser produzidas eletronicamente e são facilmente levadas ao computador, e, assim, continuam a cumprir o papel interpretado pela evolução dos meios de obter imagens: ágil e económico processo de aumentar a comunicação. Daí a conhecida frase: uma imagem vale mais que mil palavras.

Os meios de captura de imagem disponíveis para este trabalho foram:

- *scanner* de mesa (*Umax Astra 1220S*): preço médio e acessível, produz boas imagens, fácil manejo e pode digitalizar texto, imagens e slides, mas ocupa razoável espaço no local de trabalho. De referir que a aquisição das imagens, por forma a torná-las numa imagem digital, tem obrigatoriamente que ser feita num *scanner* do tipo transmissivo. De outro modo ou seja, num *scanner* convencional (reflectivo) não seria possível extrair informação alguma das radiografias, pois trata-se de uma superfície bastante escura, não reflectiva e com um índice baixo de transparência;

- câmara digital (*Sony DSC-F707 Cyber-shot*): justifica-se a aquisição de uma câmara digital para se obter imagens ortodônticas pois a qualidade das imagens é óptima; os métodos actualmente usados proporcionam imagens de muito boa qualidade; o número de imagens que se pode armazenar numa câmara digital é grande devido ao uso de *memory card's* de 64 e 128 Mb; os monitores de cristal líquido embutidos na máquina para ver instantaneamente as fotos consomem alguma bateria; necessita poucos acessórios e adaptadores para o funcionamento da máquina.

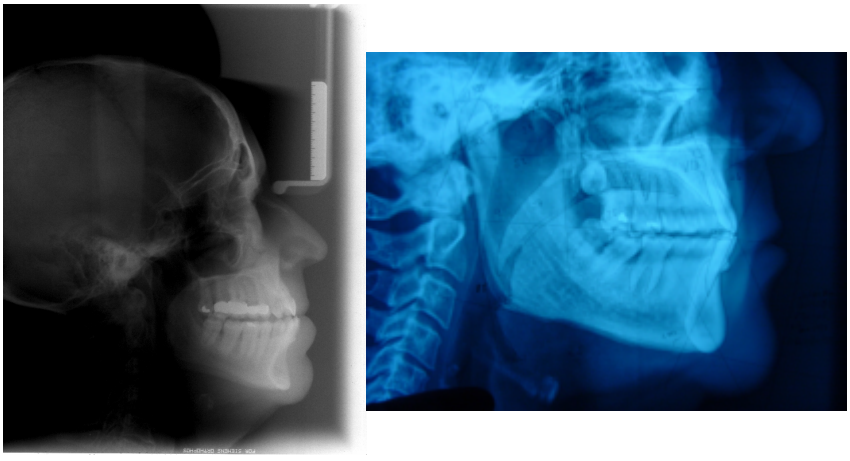

Figura 5: Exemplo de uma imagem adquirida por scanner (esquerda) e por câmara digital (direita).

Como se pode observar, na comparação entre a imagem adquirida por *scanner* e por câmara digital (figura 5), na imagem adquirida pela câmara é possível identificar várias partes não visíveis na imagem adquirida pelo *scanner*.

No uso de um *scanner*, dispositivo cujo varrimento é mecânico, a possibilidade do varrimento efectuado não ser uniforme é maior do que no caso do uso de uma câmara digital em que o varrimento é electrónico e a probabilidade do varrimento não ser uniforme é muito baixa, reduzindo assim a possibilidade de uma má aquisição da imagem. Ambos os dispositivos interagem com *software* que permite a gravação de imagens em formato comprimido, embora a câmara digital permita resoluções muito maiores.

Visto as imagens adquridas nem sempre se encontrarem nas melhores condições de aquisição, por vezes torna-se necessário utilizar algumas técnicas de processamento de imagem sobre as mesmas de modo a melhorar a sua visualização.

O histograma de uma imagem descreve a distribuição estatística dos níveis de cinzento em termos do número de amostras (*pixels*) com cada nível.

Equalizar o histograma significa obter a máxima variância do histograma de uma imagem, conseguindo assim uma imagem com melhor contraste. O contraste é uma medida qualitativa e que está relacionada com a distribuição dos tons de cinza numa imagem. Para equalização do histograma, trabalha-se com três técnicas distintas: equalização global, equalização regional por blocos e equalização regional pontual.

A equalização envolve a transformação dos valores de intensidade de modo a que o histograma dos valores de saída da imagem coincidam aproximadamente com um histograma especificado.

O exemplo a seguir (figura 6 e 7) ilustra o ajuste de intensidade da imagem. A imagem original tem baixo contraste com a maior parte dos valores no meio da gama de intensidades. A equalização do histograma produz uma imagem de saída tendo valores distribuídos uniformemente ao longo da gama de valores.

Figura 6: Imagem antes (esquerda) e após (direita) equalização do histograma.

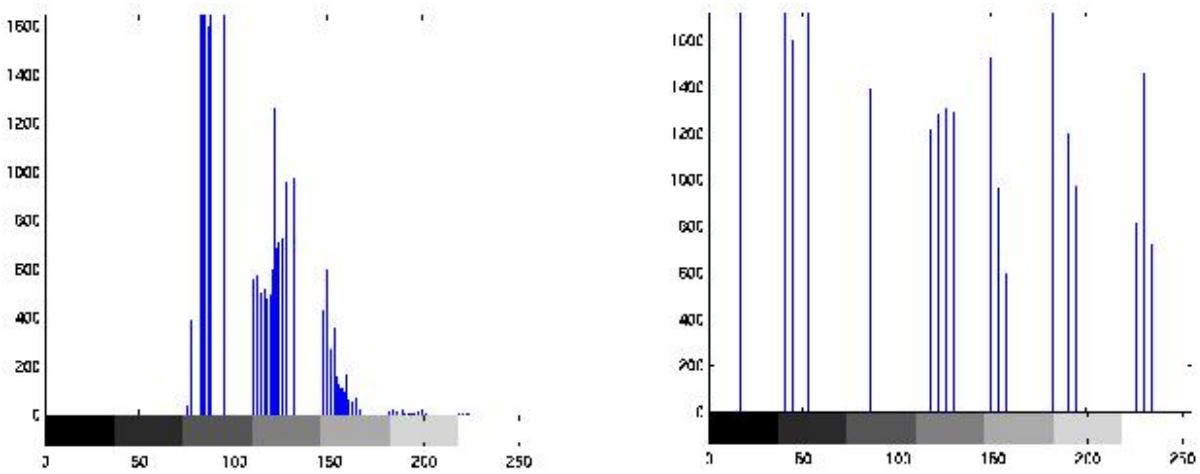

Figura 7: Histograma antes (esquerda) e depois (direita) da equalização.

No caso, de uso muito frequente, da equalização de histograma, pretende-se que o histograma final seja constante; a correspondente função de transformação é proporcional ao histograma cumulativo da imagem original.

Deve notar-se que a operação de equalização de histograma só conduziria a histogramas efectivamente constantes se a gama de brilhos fosse contínua e fosse infinito o número de pontos na imagem; no caso das imagens digitais, a discretização do espaço e dos brilhos não permite que esse resultado seja conseguido; apesar disso, essa operação é muito usada com o objectivo de efectuar uma normalização da escala de brilhos.

A dilatação do contraste (*contrast stretching*), é uma técnica simples de realce que tenta melhorar o contraste numa imagem através da dilatação da gama de valores de intensidade que ela contém, para espalhar uma determinada gama de valores. Esta técnica difere da equalização do histograma pois só pode aplicar aos valores de intensidade uma função de transformação linear (figura 8).

Antes da dilatação poder ser efectuada é necessário especificar os limites dos valores de intensidades inferior e superiro dos *pixels* através dos quais a imagem pode ser normalizada. Frequentemente estes limites podem ser entre 0 e 255. A estes limites chamaremos a e b, respectivamente.

A forma mais simples de normalização pesquisa a imagem na procura dos valores dos *pixels* com os valores mais baixo e mais alto, presentes na imagem. A estes chamaremos c e d. Então cada *pixel* P é transformado usando a seguinte função:

$$P_{out} = (P_{in} - c)(\frac{b-a}{d-c}) + a$$

Valores abaixo de 0 são colocados a 0 e valores acima de 255 são colocados a 255.

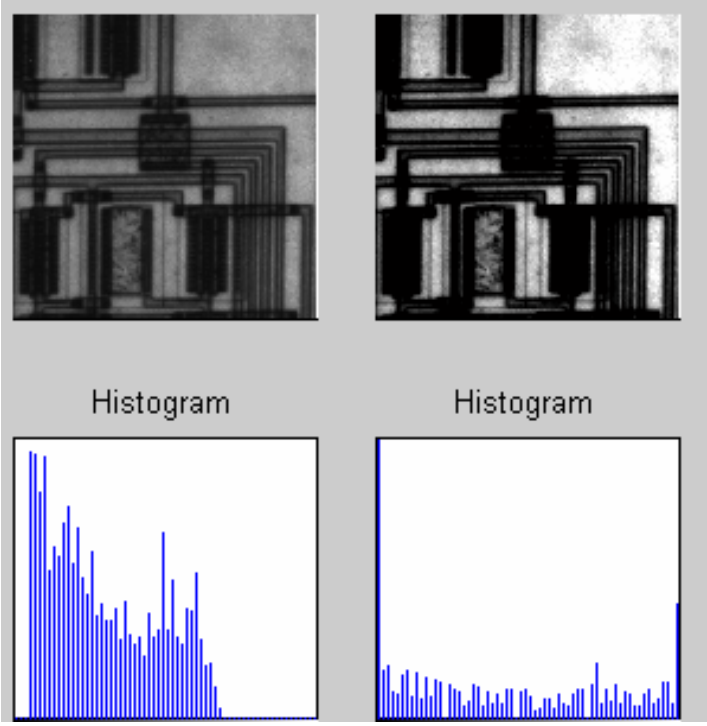

Figura 8: Imagem e histograma correspondente antes (esquerda) e após (direita) aumento de contraste.

A correcção *gamma* tem interesse se houver necessidade de visualizar a imagem num monitor. Ela controla o brilho de uma imagem. As imagens que não forem propriamente corrigidas podem parecer ou muito claras ou muito escuras. Uma grande correcção do gamma muda não só o brilho como também a relação das cores RGB, daí a necessidade de ao representar cor ser necessário ter algum cuidado.

Quase todos os monitores, têm em comum uma característica. Todos eles uma intensidade de curva de resposta à intensidade que é normalmente uma função de potência 2.5. Isto significa que se for enviado ao monitor do computador uma mensagem que um certo pixel deverá ter uma intensidade igual a x, ele na realidade mostrará um pixel que na tem intensidade igual a x^2.5. Devido aos valores de tensão enviados para o monitor se encontrarem na gama de 0 a 1, isto significa que o valor da intensidade mostrada será menor do que a precisa. Então, diz-se que os monitores têm um gama de 2.5. De modo a corrigir este problema, o sinal de entrada do monitor (tensão) deverá passar por uma correcção *gamma*.

As figuras a seguir (figura 10 e 11) mostra esta relação. As três curvas de transformação mostram como os valores são mapeados quando o gamma é menor que, igual a, e maior que 1 (em cada gráfico, o eixo dos xx representa os valores de intensidade na imagem de entrada, e o eixo dos yy representa os valores de intensiadade na imagem de saída).

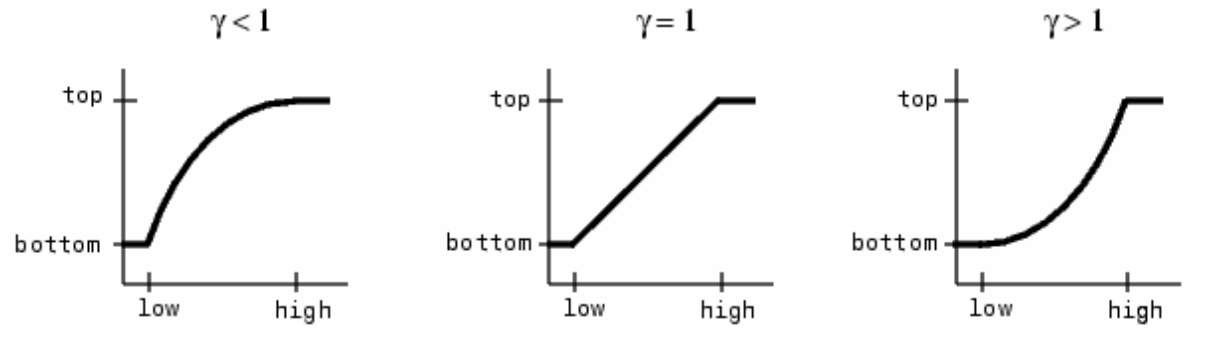

Figure 10: Gráficos mostrando três tipo de correcções *gamma*.

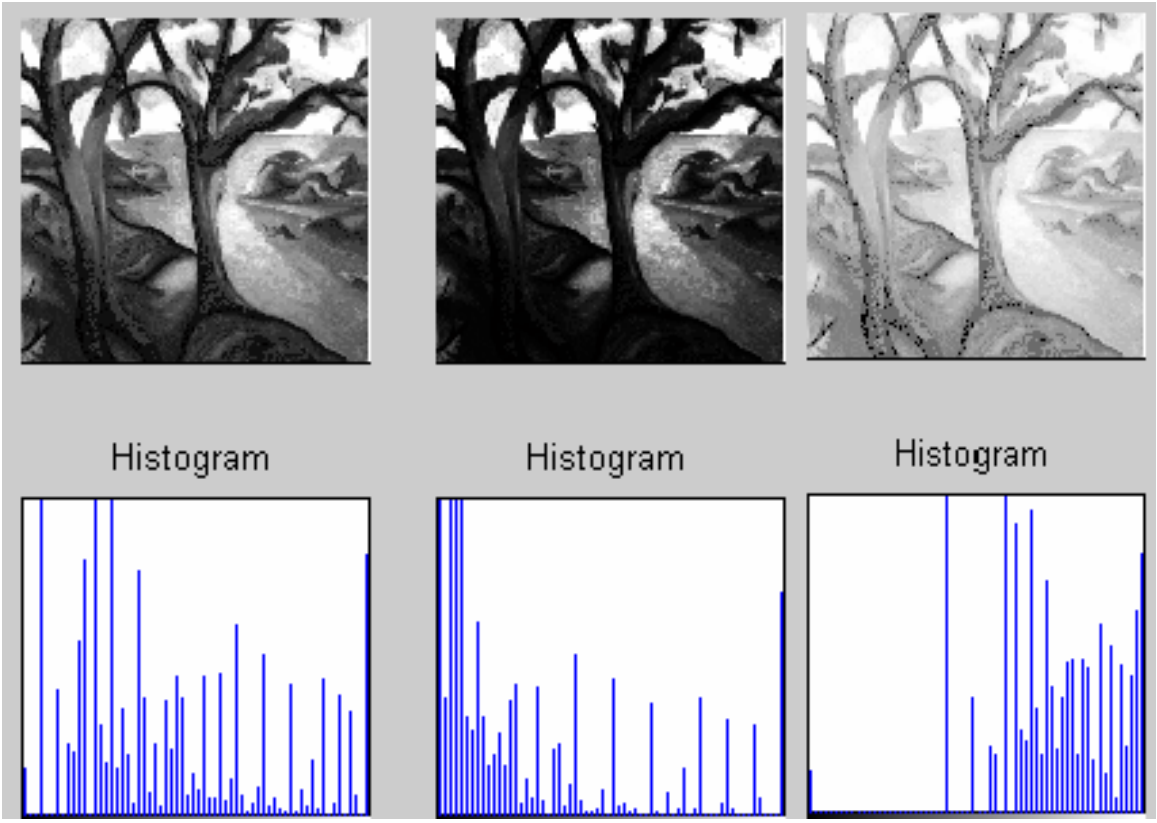

Figura 11: Imagem, e respectivo histograma, antes (esquerda) e depois de correcção *gamma* com valor superior a 1 (centro) e com valor inferior a 1 (direita).

5 Apresentação do protótipo desenvolvido

5.1 Aquisição de imagens

A primeira fase do trabalho foi o processo de digitalização das radiografias disponibilizadas pelo cirurgião.

Nesta fase, na aquisição foi utilizado um scanner *Umax Astra 1220S*, o único disponível no laboratório do CVIP, cuja folha de características poderá ser encontrada em anexo (ANEXO C). Nesta aquisição é imperativo usar um scanner próprio, do tipo transmissivo, para digitalizar radiografias. Num scanner convencional (reflectivo) não seria possível extrair informação de alguma das películas, pois trata-se de uma superfície bastante escura, não reflectiva e com um índice baixo de transparência. Visto as radiografias não conterem cor, as imagens são adquiridas em 256 níveis de tons de cinzento.

Figura 12: Scanner utilizado na aquisição de imagens.

Na fase final do trabalho surgiu a possibilidade de realizar a aquisição por meio de uma câmara digital *Sony DSC-F707 Cyber-shot*, em conjunto com uma mesa com iluminação por baixo da radiografia, cuja folha de características poderá também ser encontrada em anexo (ANEXO D). O resultado da aquisição revelou-se de muito melhor qualidade do que por meio do *scanner*, como pode ser observado no capítulo anterior na figura 5. Devido às radiografias disponibilizadas terem um tamanho superior à área de captura do scanner, foi adoptada uma posição para ser efectuada a digitalização, ajustando a radiografia de modo a que a zona não adquirida fosse a zona superior da cabeça, que não contém pontos com interesse para as medidas a realizar.

Foram também realizadas várias aquisições em várias resoluções: 75, 100 e 150 dpi, com ocupação de espaço em disco na ordem dos 490, 871 e 1958 Kbytes (em formato BMP), respectivamente. Depois de uma análise feita em conjunto com o cirurgião conclui-se que a resolução de 75 dpi não seria suficiente para identificar alguns pontos com elevada exactidão, daí a resolução de 150 dpi ser a aconselhada para a aquisição pois a aquisição por meio da câmara com uma resoluação definida pela câmara (mas bastante maior que 150 dpi pois trata-se de uma aquisição digital), tinha uma ocupação na ordem de 300/500 Kbytes (em formato JPEG).

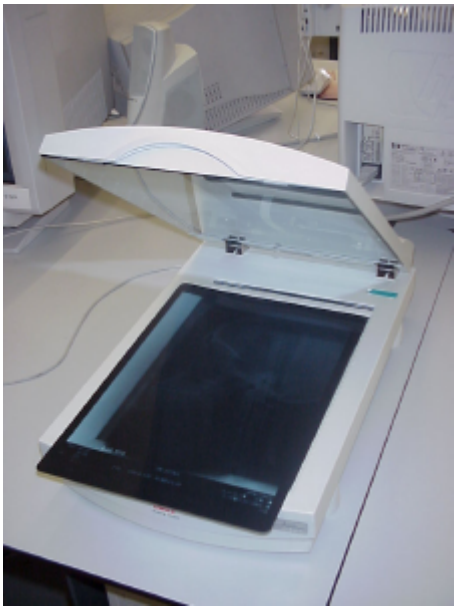

Figura 13: Posicionamento da radiografia no *scanner*.

Nesta fase também foi efectuado um teste à fiabilidade do varrimento do *scanner*. Este teste foi efectuado através da aquisição no *scanner* de uma folha A4 de papel milimétrico a várias resoluções, e medidos posteriormente os possíveis erros da digitalização. Este teste tinha como objectivo verificar até que ponto a velocidade de varrimento do *scanner* era uniforme. Verificou-se que havia um erro de 1 *pixel* no último centímetro do varrimento, erro esse que se traduz em o último centímetro de varrimento ter um *pixel* a mais do que os restantes (que é efectuado no sentido descendente em relação à posição em que o *scanner* se encontra na figura) em todas as resoluções. Além de ser um erro desprezável para a análise em questão, é numa área onde não é tratada informação, sendo apenas para visualização. Verificou-se assim que o erro era desprezável, e que a velocidade de varrimento do *scanner* é uniforme.

As imagens digitalizadas devem ser guardadas numa directoria própria, tendo o ficheiro de imagem um nome específico. Esse nome deverá conter o número do processo, a data em que foi efectuado o exame e o a número de ordem de exame desse dia.

Os tipos de extensões de imagens permitidos no programa são os seguintes: *Windows Bitmap* (BMP), *Joint Photographic Experts Group* (JPEG), *Tagged Image File Format* (TIFF), *Graphics Interchange Format* (GIF), *Portable Network Graphics* (PNG) e *Windows Paintbrush* (PCX).

5.2 Interface gráfico

Inicialmente teve de ser projectado um esboço da interface da aplicação. Esse esboço teria de incluir obrigatoriamente a imagem a visualizar. Seguidamente explica-se quais são os principais elementos da interface gráfica e o porquê da sua utilização.

A janela maior incluída no interface destina-se à principal área de trabalho onde será visualizada a imagem ampliada ou no seu tamanho total. Será nesta janela que aparecerá a imagem correspondente ao exame aberto. Na pequena etiqueta que se encontra acima desta

janela será visualizado o número do processo e nome do paciente que se encontra a ser visualizado no momento.

Em vez de se utilizar uma simples ampliação sobre a imagem decidiu-se elaborar um pequeno *patch* sobre uma imagem igual mas reduzida no canto superior direito da interface, que permitisse efectuar uma ampliação sobre a zona onde estivesse aplicado o *patch*, podendo este ser redimensionado e recolocado pelo utilizador, de modo a seleccionar a região da radiografia e o factor de ampliação a utilizar. Os pontos em que o *patch* cobre a imagem são reproduzidos na outra parte da interface visualizando assim a zona ampliada. A selecção da posição e do tamanho do *patch* é feita através do rato.

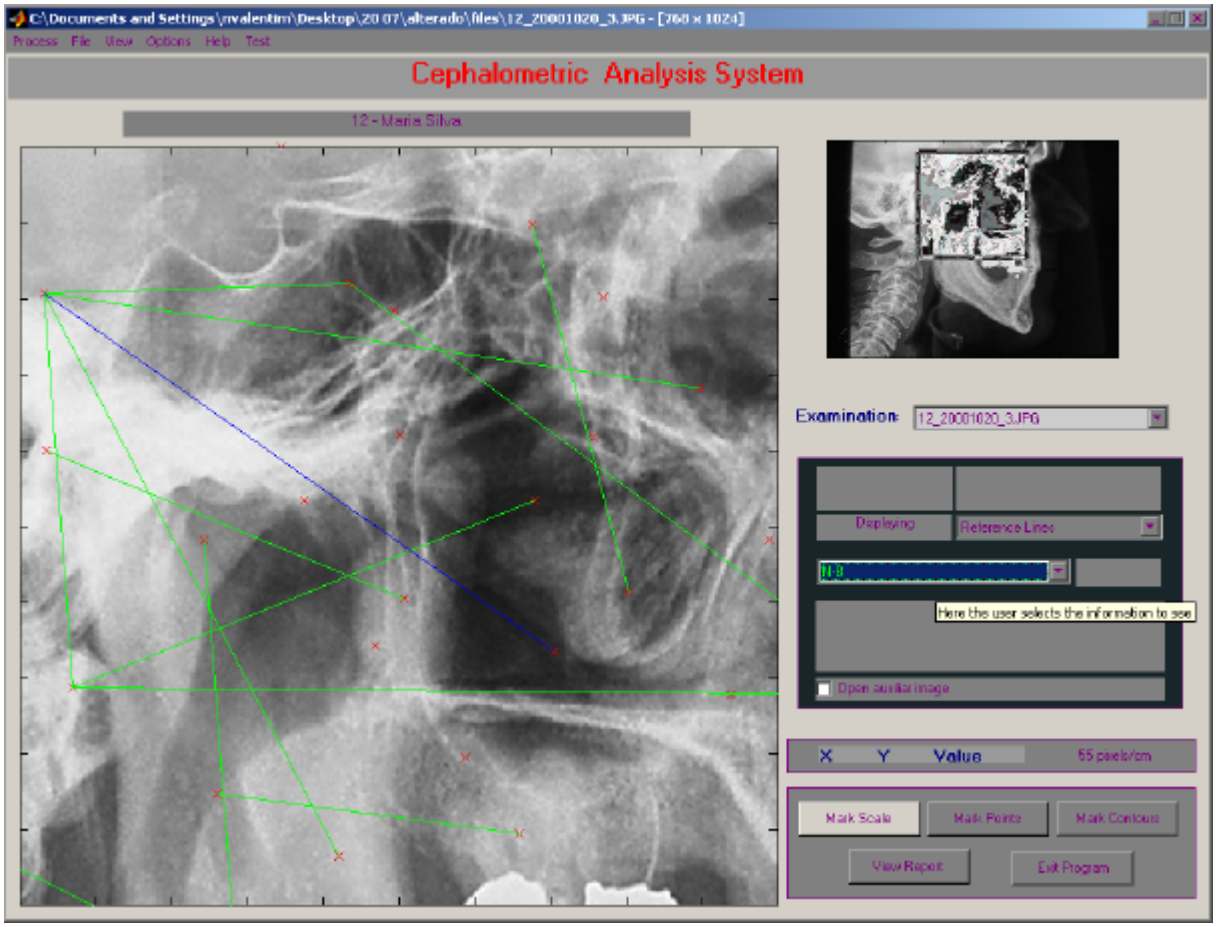

Figura 14: Demonstração de utilização da função de ampliação (‘*zoom*’ de um ‘*patch*’ seleccionado).

A ‘*popup menu*’ que se encontra por baixo do *patch* contém, quando um processo se encontra aberto, os exames encontrados relativos a esse mesmo processo. Ao seleccionar um ficheiro nessa lista, a imagem correspondente irá aparecer na janela maior. Caso o exame nunca tenha sido adicionado ao processo o utilizador é questionado sobre a possibilidade de o incluir no processo ou não.

Por baixo desta lista encontram-se duas etiquetas com a função de indicar ao utilizador, aquando da marcação dos pontos de quais os pontos a marcar.

Ao lado da etiqueta ‘*Displaying*’ encontra-se uma outra lista na qual é possível seleccionar pontos, linhas, ângulos ou distâncias. A opção que estiver activa fará com que a lista por baixo desta contenha a lista de elementos correspondentes. Por sua vez ao seleccionar algo

nesta lista ocorrerá uma acção. No caso de pontos ou linhas, se já marcados(as), o(a) ponto(linha) seleccionado(a) aparecerá com a cor azul, enquanto todos(as) os(as) outros(as) estarão a vermelho. No caso de ângulos ou distâncias, os seus valores aparecerão com as respectivas unidades na etiqueta por baixo da lista.

As etiquetas 'X', 'Y', '*Value*', correspondem à informação sobre as coordenadas em *pixels* e do valor de intensidade do local onde se encontra o rato (quando este se encontra por cima da janela da imagem). Encontra-se ainda uma outra etiqueta com a descrição do ponto, linha, ângulo ou distância que estiver seleccionado no momento.

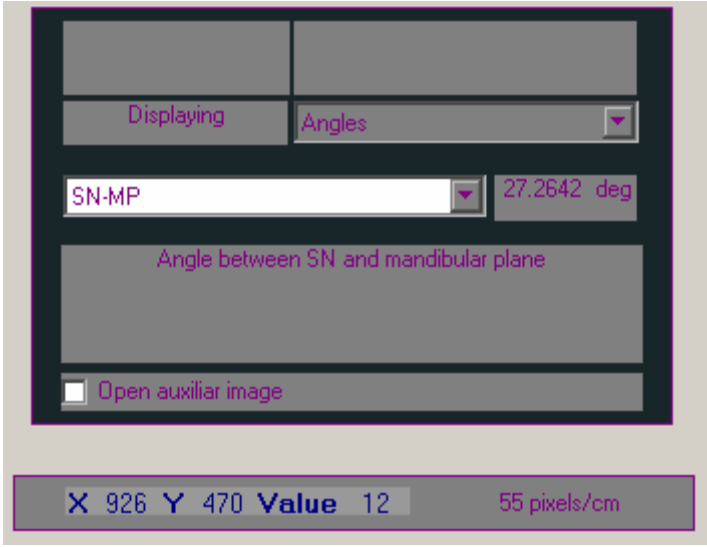

Figura 15: Aspecto da zona da interface de visualização de informação do exame seleccionado.

A '*checkbox*' '*Open zoom image*' quando seleccionada permite que quando o utilizador clicar com o rato sobre a janela da imagem, a interface abra uma outra janela com a imagem aberta, mas com a possibilidade de saber a informação sobre o *pixel* em que o rato se encontra e permite ainda calcular distâncias em *pixels*, bastando ao utilizador pressionar o rato e, não largando o rato ao movimentá-lo permite visualizar a distância.

Ao lado das etiquetas de informação sobre as coordenadas em *pixels*, encontra-se uma outra etiqueta que contém a informação sobre o factor de escala em *pixels* por centímetro (quando já calculado).

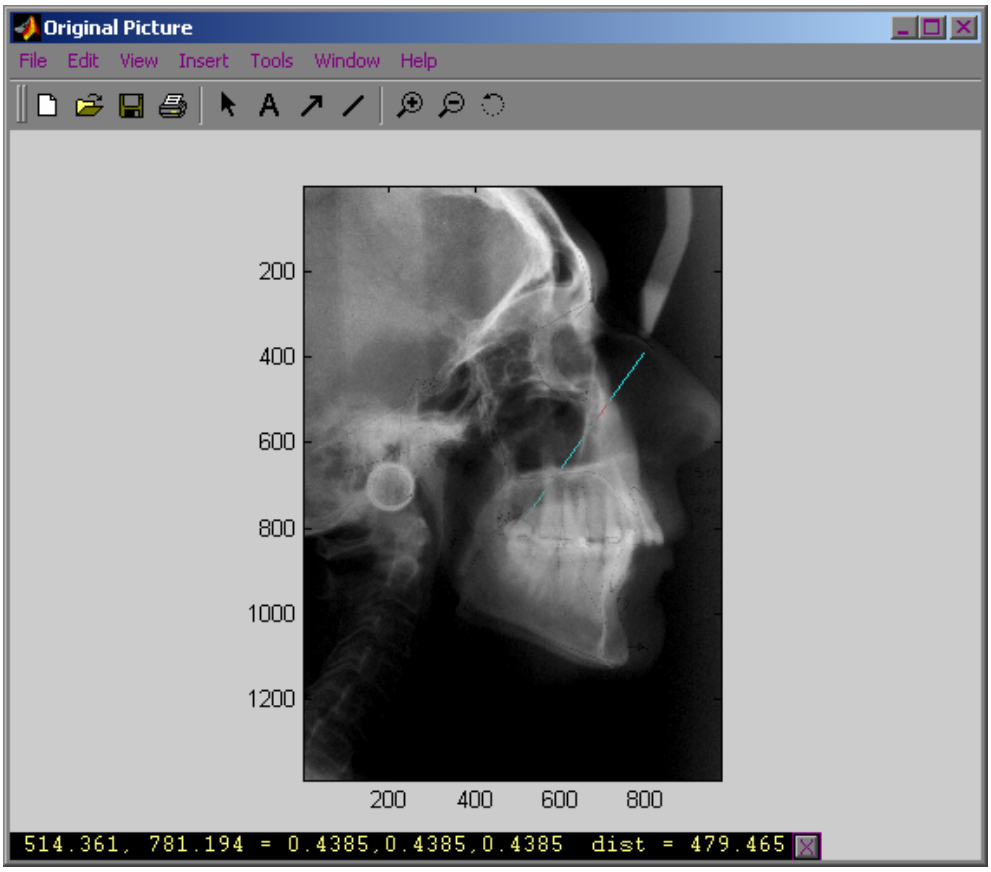

Figura 15: Exemplo de aplicação da opcção '*Open zoom image*'.

Os botões que se encontram no canto inferior da interface, servem para a sequência de operações a seguir aquando do início da análise cefalométrica. Encontra-se também um botão que permite ao utilizador abandonar a aplicação.

Quando o botão da direita do rato for pressionado sobre a interface (excepto sobre as imagens e outros campos de informação ou botões), podem ser escolhidas várias opcções como a visualização da imagem no tamanho original, copiar a imagem para o *clipboard*, carregar a imagem original, ajuste de imagem (aplicação que permite fazer ajuste na imagem por métodos de processamento de imagem; explicado mais à frente noutro subcapítulo), exportar as imagens para outro ficheiro cujo nome pode ser dado pelo utilizador, imprimir a interface. Permite ainda ver outras opções como imagens dos vários passos do programa (caso existam), uma grelha sobre a imagem, ver os pontos, linhas, contorno da face ou contorno da faringe, quando existam.

Nos vários menus na parte superior da interface podem ser encontradas algumas funcionalidades de apoio ao programa.

No menu '*Process*', podem ser encontradas opções para abrir um novo processo onde terão de ser preenchidos todos os campos necessários à correcta identificação do doente como número do processo, nome do paciente, data de nascimento, morada, código postal, localidade, sexo e número de telefone. Pode ainda ser aberto um processo já existente – menu '*Open Process*', e também alterados os campos de identificação do processo de um doente, através do '*Change Change Data*'.

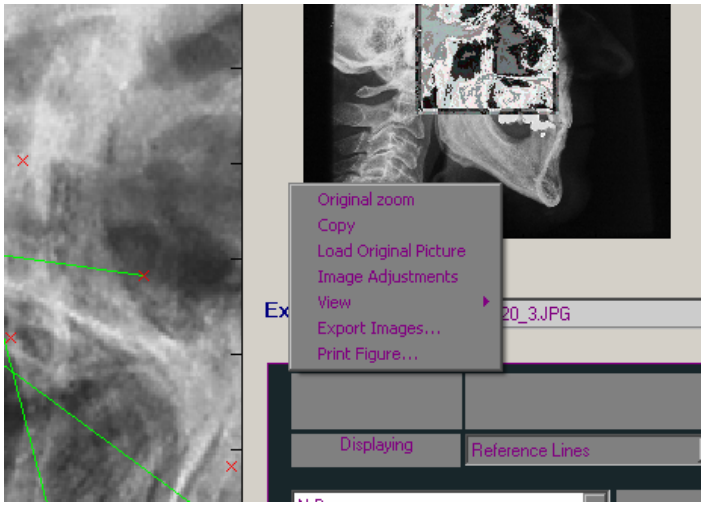

Figura 16: Menu do botão da direita do rato.

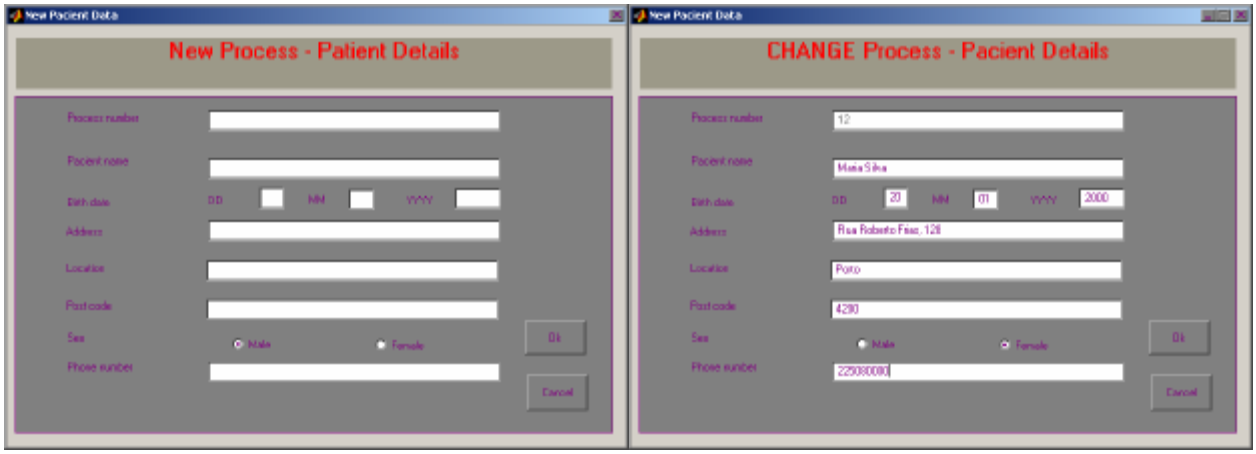

Figura 17: Menu '*New process*' (esquerda) e '*Change process Data*' (direita).

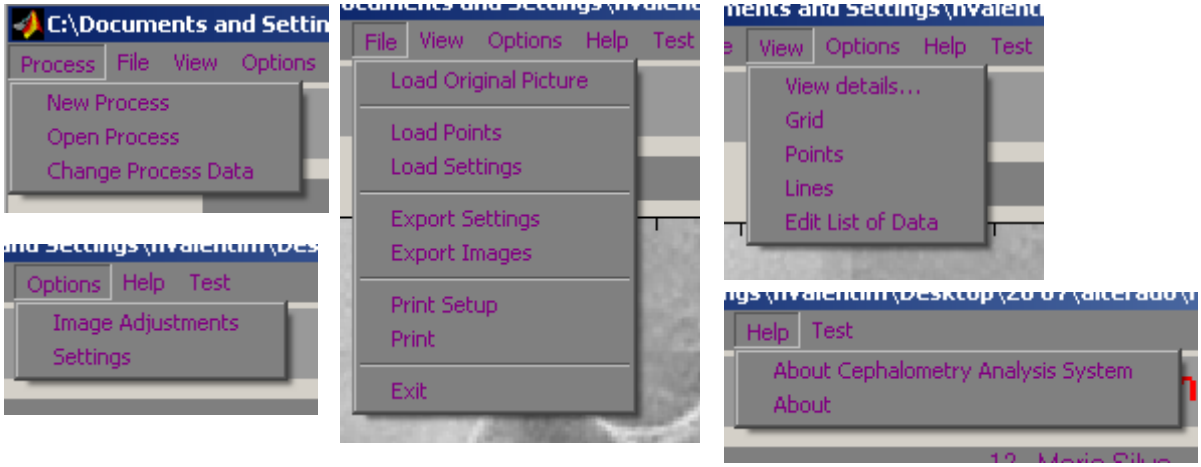

Figura 18: Vários menus disponíveis na interface.

No menu ‘*File’*, pode ser reposta a imagem original, pode ser carregada a lista de pontos configurável (descrita mais à frente), pode ser carregado o ficheiro com os ‘*settings*’ configuráveis do programa podendo o utilizador mudar o ficheiro que contém os parâmetros a ser carregados devido à possibilidade de serem gravados vários ficheiros com ‘*settings’*diferentes através do menu ‘*Export settings*’. Com o menu ‘*Export images*’ o utilizador pode exportar a imagem visualizada para outro ficheiro com um nome dado pelo utilizador. É possível também imprimir a interface e configurar a impressão. Finalmente existe a opção de abandonar a aplicação.

No menu ‘*View*’, podem ser visualizadas as imagens de passos do algoritmo (caso existam), pode ser visualizada uma grelha sobre a imagem, podem ser visualizados os pontos e linhas caso existam. É ainda possível editar a lista configurável de pontos através da abertura do ficheiro em *Notepad*.

Em ‘*Options*’, na opção ‘*Image Adjustments*’ pode ser inicada a aplicação do interface que permite ajustar a imagem que está a ser visualizada no momento. A descrição desta aplicação será feita mais à frente. Esta interface permite efectuar técnicas de processamento de imagem de modo a permitir visualizar melhor algumas partes da imagem. É possível ainda na opção ‘*Settings*’ configurar os parâmetros configuráveis da aplicação.

No menu ‘*Help*’, pode ser visualizado o manual da aplicação na opção ‘*User Manual’* e ainda na opção ‘*About’* pode ser lida alguma informação sobre o autor.

5.3 Representação das imagens

Ao serem abertas, as imagens se não estiverem representadas em escala de cinzentos, são convertidas automaticamente. Por exemplo, as imagens adquiridas via câmara digital não estão representadas em escala de cinzentos, daí ao serem abertas a aplicação convertê-las nessa escala. Às imagens é aplicado um *cast* para *double* porque não estão definidas operações matemáticas para o tipo '*uint8*'. Por uma questão de maior facilidade de manipulação é efectuado um escalamento da imagem (valores passam a estar no intervalo [0 1]). Quando a imagem é aberta, é chamada uma função, ‘*InitFigure*’, que inicializa certos parâmetros sempre que se abre uma nova imagem, como colocar o nome na barra de título da aplicação e fazer um reset do *patch* através da função ‘*ResetPatch*’ de modo a repôr o *patch* na posiçao inicial bem como o zoom original. A função ‘*setImage*’ coloca uma imagem sobre um objecto do tipo imagem, que existe sobre uma objecto do tipo *axes*, que se supõe quadrado e cujos limites vertical horizontal sejam [0 1], garante-se que são mantidas as proporções correctas. Para garantir que o axes é realmente quadrado, é necessário que as suas unidades sejam absolutas (*'pixels'*, *'characters'*, *'points'*) e não relativas *'normalized'*.

5.4 Dados de configuração

A informação cefalométrica necessária para efectuar a análise, como os pontos, distâncias e ângulos a serem medidos e a sua respectiva descrição, valor médio e desvio (quando existente), está contida num ficheiro chamado ‘cephas_config.txt’ (o ficheiro encontra-se na raíz da directoria onde se encontra o programa ‘\CEPHAS’).

A razão da criação deste ficheiro foi a necessidade de ter todos os dados cefalométricos necessários à análise em algum local em que estivesse sempre disponível e que permitisse ser facilmente configurável pelo utilizador, sendo essa a sua grande vantagem. A parametrização desse ficheiro e da inserção de dados foi projectada de modo a que o utilizador com a ajuda do manual pudesse facilmente alterar essa lista quando necessário.

O conteúdo actual desse ficheiro encontra-se em anexo (ANEXO F). O ficheiro neste momento contém 33 pontos, 14 linhas, 20 ângulos e 7 distâncias.

Após o utilizador acabar de marcar os pontos na imagem (pontos que estão definidos no ficheiro), a aplicação calculará os ângulos e distâncias, que também estão definidos no ficheiro.

Se for necessário acrescentar mais pontos, ângulos ou distâncias, o seguinte protocolo foi estabelecido para essa adição.

A sintaxe para adicionar um ponto é a seguinte:

‘P<número> - <símbolo>, <descrição>’. Para adicionar o ponto ‘X’ com a descrição ‘Xpto’ o utilizador terá de acrescentar a seguinte linha a seguir ao ponto P34: ‘P35 – X, Xpto’. A letra P refere-se a um ponto.

A sintaxe para adicionar uma linha é a seguinte: ‘L<número>,<número do primeiro ponto>,< número do segundo ponto > - <símbolo>, <descrição>.’. Para adicionar a linha ‘X-Y’ com a descrição ‘Xpto to Ypto’ o utilizador deverá acrescentar a seguir à linha L17: ‘L18, 3, 8 – X-Y, Xpto to Ypto’. A letra L refere-se a uma linha. O utilizador tem de ter a certeza do número de cada ponto na lista de pontos de modo a ser identificada correctamente a linha, Por causa disto o número dos pontos não pode ser alterado, ao acrescentar pontos, linhas, ângulos ou distâncias, ou sejam acrescentar sempre ao fim da lista correspondente com o número de ordem correcto.

A sintaxe para adicionar um ângulo é a seguinte:

‘A<número>,<número do primeiro ponto>.<número do segundo ponto>.<número do terceiro ponto>.<número do quarto ponto> - <símbolo>; <descrição> (<valor médio>/<desvio>).’.Para adicionar o ângulo ‘Xpto’ com a descrição ‘ângulo Xpto’ o utilizador irá acrecentar a seguir à linha A21: ‘A22,1,8,3,14 – Xpto, ângulo Xpto (90/3).‘. A letra A refere-se a um ângulo. A linha com os pontos 1-8 e a linha com 3-14 descreve o ângulo. Para a geração do relatório, o valor médio e o seu desvio-padrão são necessários para uma melhor informação sobre os resultados e conclusões. Quando um desvio é desconhecido, ou não é necessário pode ser omitido indicando-se apenas ‘(<valor médio >).’. Visto que um ângulo é definido por duas linhas, cada uma delas definida por dois pontos, são necessários quatro pontos. Então o significado do 1º, 2º, 3º e 4º ponto é para definir a primeira e a segunda linha que definem o ângulo.

A sintaxe para adicionar uma distância é a seguinte:

‘D<número>,<número do primeiro ponto>,<número do segundo ponto>,<número do terceiro ponto>, - <símbolo>; <descrição> (<valor médio>/<desvio>).’. Para adicionar a distância ‘Xpto’ com a descrição ‘distância Xpto’ o utilizador terá de acrescentar a seguir à linha D4: ‘D5,1,8,9 – Xpto, distância Xpto (90/3).’. A letra D refere-se a uma distância. A distância é descrita pela distância do ponto 9 à linha determinada pelos ponto 1 e 8. No caso de se querer apenas a distância entre dois pontos, basta colocar um 0 no lugar do terceiro ponto. Para a geração do relatório o valor médio da distância em causa e o seu desvio-padrão são necessários para uma melhor informação sobre os resultados e conclusões. Quando um desvio é desconhecido ou não é necessário pode ser omitido indicando-se apenas ‘(<valor médio >).’.

É possível incluir comentários neste ficheiro, sendo um comentário sempre precedido por ‘%’.

Sobre este ficheiro é aplicado um algoritmo de leitura e análise de dados descrito a seguir.

No caso de haver pontos descritos no ficheiro, ou seja, no caso de haver caracteres do tipo ‘Px’ sendo x o número do ponto, ele procura os caracteres ‘- ‘ e ‘,’. Então sabe a localização do nome do ponto e a sua descrição. Esses dados são carregados para variáveis com todos os dados correspondentes a nomes e descrições. No caso das linhas o algoritmo procura os caracteres ‘Lx,y,z’, a que x corresponde o número da linha e y e z os números de pontos que constituem a linha. De igual modo ao anterior processa-se para a leitura dos nomes e descrições. Aqui são também guardados os pontos que constituem a linha. De igual modo são tratados os ângulos, com a diferença que tem mais parâmetros pois necessita de 4 pontos que definem dois a dois as linhas que definem o ângulo. As distâncias são tratadas pelo algoritmo de forma igualmente similar às anteriores, com a diferença de oferecer a possibilidade ainda de inserção de um outro caracter além dos pontos entre os quais quer ser medida a distância, que permite definir a distância de uma linha a um ponto.

Para os ângulos e distâncias são lidos os caracteres ‘(‘, ‘/’, ‘)’ que indicam a posição na linha do valor médio e o desvio-padrão respectivo.

Como cópia de segurança, foi criado o ficheiro ‘cephas_config.bak. Então no caso do ficheiro ‘cephas_config.txt’ ser alterado deverá ser criado um novo ficheiro igual mas com a terminação ‘.bak’, de modo a actualizar a cópia de segurança.

Este conteúdo do ficheiro é carregado quando a aplicação é iniciada. Se o ficheiro for alterado enquanto a aplicação estiver a correr o seu conteúdo deverá ser carregado de novo, bastando para tal seleccionar a opção ‘*Load Configuration*’ no menu ‘*File*’ e as mudanças terão efeito.

5.5 Ajuste de imagem

Foi desenvolvido um código que criou no interface com o utilizador a possibilidade de este manipular vários parâmetros como o brilho, contraste, gama da imagem. A manipulação destes parâmetros permitirá realçar alguns pontos que não estejam muito visíveis na imagem adquirida inicialmente. Também foi incluída a possibilidade de realizar uma operação de binarização e de equalização do histograma. A transformação de intensidades é também

apresentada no gráfico do canto superior direito. O eixo dos xx representa a intensidade dos *pixels* de entrada e o eixo dos yy representa a intensidade dos *pixels* de saída. De realçar que ao selecionar '*Intensity Adjustment*' aparecem disponíveis os controlos contraste, brilho e *gamma*. O movimento do ponto amarelo permite ajustar directamente o *gamma*. Os pontos vermelho e verde permitem ajustar dinamicamente todos os parâmetros, ou seja, é possível ajustar manualmente a função de transformação do histograma. Para analisar cefalometricamente a imagem alterada deve-se carregar no botão '*Close*'; se pelo contrário se quiser cancelar a operação basta carregar no botão '*Cancel*'. É também possível introduzir o valor gama. Por baixo de cada um dos histogramas gerados para cada uma das imagens mostradas (original e alterada) é dada a informação do valor médio de intensidade na imagem e a sua variância.

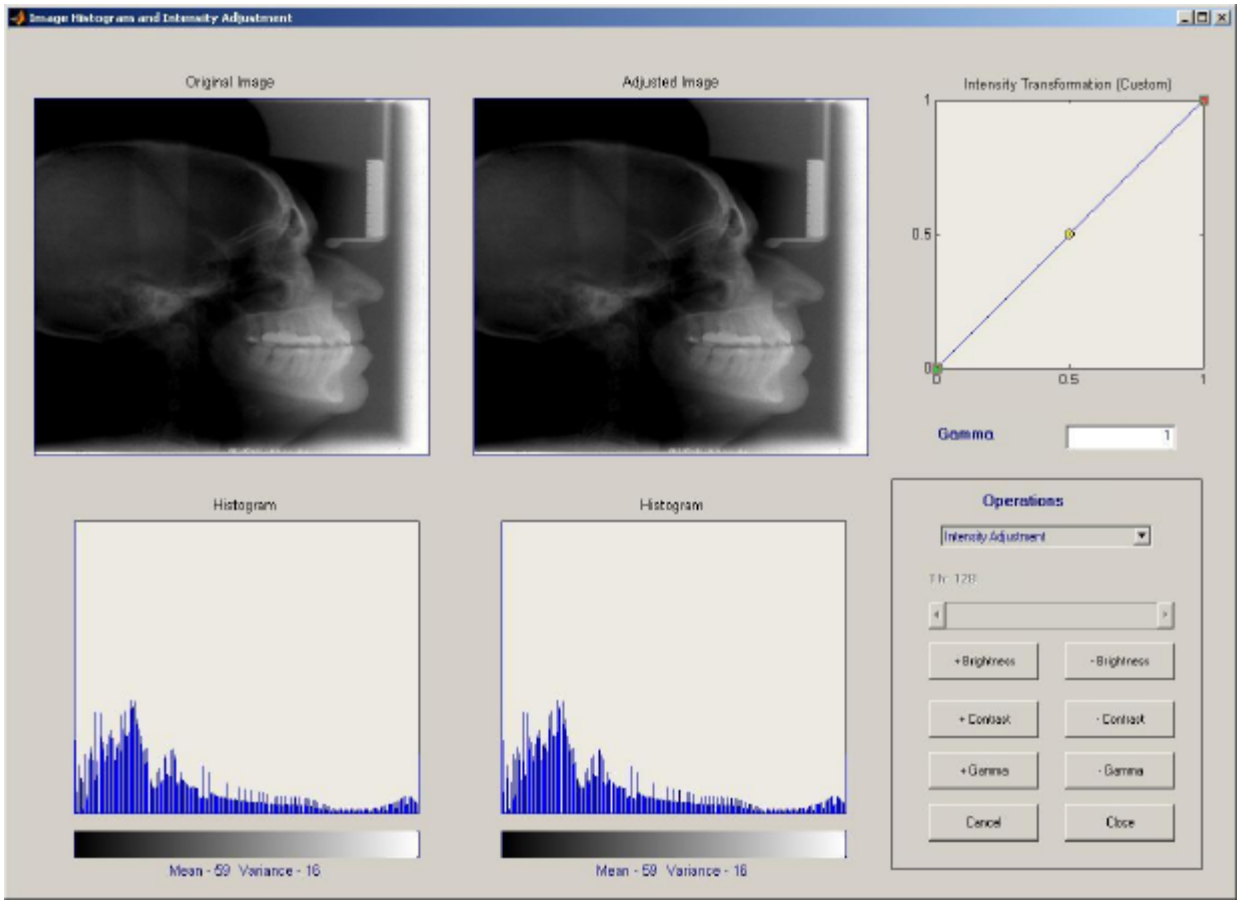

Figura 19: Interface de ajuste de imagem.

5.6 Base de dados do paciente

Toda a informação sobre determinado paciente e ainda sobre cada exame efectuado por cada paciente, é guardada numa base de dados na directoria '*files*'. A base de dados é o conjunto dos dados de todos os pacientes. É constituída por um ficheiro, com a extensão dbi (database information), para cada paciente. O nome do ficheiro é formado por '<número do processo>_<nome do paciente>.dbi'. O conteúdo do ficheio é uma estrutura com vários campos de informação sobre o paciente (número de processo, nome do paciente, data de

nascimento, morada, localidade, código postal, sexo, número de telefone). Um desses campos trata-se de um *array* de estruturas, que é o campo dos exames efectuados, sendo assim criada uma nova estrutura por cada exame adicionado ao processo, tendo essa estrutura toda a informação relevante para o exame, como os pontos marcados, ângulos e distâncias medidas e pontos do contorno da cara e faringe, e ainda o nome do ficheiro a que corresponde esse exame.

Assim sempre que um processo é criado, é gerada uma nova estrutura que é gravada num ficheiro de acordo com o referido anteriormente, numa directoria definida.

Quando um processo é aberto (ou criado) esse ficheiro é chamado e são identificados todos os ficheiros de imagem que contenham exames relativos a esse processo. Este processo de identificação de imagens é efectuado através do conhecimento do número do processo aberto ou criado, são procuradas todas as imagens (na directoria de imagens) que pertencem ao processo seleccionado, estando esse número no próprio nome do ficheiro da imagem.

5.7 Análise de exames

Todos os exames relativos ao processo aberto são listados num '*popup menu*' por baixo do *patch* no lado direito. O utilizador pode assim seleccionar o exame que deseja analisar. Se o exame ainda não tiver sido adicionado ao processo, é emitido um aviso. A partir do momento que o exame é adicionado, pode inicar-se a análise cefalométrica.

Determinação da escala

Todas os cálculos efectuados sobre as distâncias e áreas efectuada não têm sentido pois não estão no sistema métrico daí a necessidade do conhecimento do factor de escala. Algumas das imagens adquiridas contêm uma pequena régua (no canto superior direito), daí haver a hipótese de esse factor poder ser detectado automaticamente.

Então, na fase de determinação da escala, é dado ao utilizador a possibilidade de introduzir um factor de escala (número de *pixels* por centímetro), utilizar imagens que se encontrem à escala real tendo nesse caso que indicar a resolução da aquisição em dpi's, ou então permitir que o programa detecte automaticamente o factor de escala, através da simples marcação do local onde se encontram os traços da régua que define a escala. As imagens adquiridas continham uma régua que se dividia em 10 divisões (11 traços) a que correspondiam 5 centímetros. O valor deste parâmetro poderá ser alterado, para utilização de eventuais réguas de escala diferentes, através do menu '*Options* > *Settings*'.

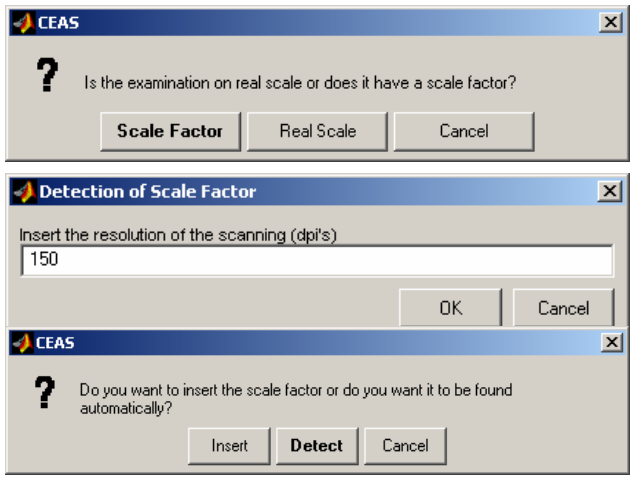

Figura 20: Menus apresentados em várias opções da detecção do factor de escala.

Para a zona da régua ser determinada automaticamente é seleccionado o quadrante superior direito da imagem (assumindo uma divisão da imagem em quatro partes). Aí é efectuada uma projecção vertical, onde serão detectados os limites laterais verticais da régua. É efectuado um corte da imagem apenas nessa coluna vertical. Aí é efectuada uma projecção horizontal, onde serão detectadas as marcações da régua. De seguida, é efectuada a detecção do factor de escala, sendo este método descrito mais à frente. Mas este método de detecção da zona da régua onde depois era detectado o factor de escala, falhou em algumas imagens, devido ao facto do brilho da imagem variar numa zona muito próxima do nariz numa extensão vertical. A razão deste fenómeno deve-se ao facto de ser aplicado um filtro à cabeça do paciente, de modo a não receber uniformemente as radiações emitidas pela máquina que faz a radiografia. As radiações incididas na cara variam gradualmente do ouvido para a zona do nariz reduzindo a potência irradiada nas zonas da parte da frente da cara pois aí a potência absorvida é maior, devido à quantidade de tecidos que é necessário atravessar, queimando essa zona e aparecendo na imagem essa zona a negro. Isto deve-se à imagem ser um negativo e, quanto maior a radiação, mais negro se apresenta na imagem.

Visto o método de detecção automática da régua falhar, para o factor de escala ser determinado de forma automática, é pedido ao utilizador que seleccione interactivamente uma zona da régua que inclua todos os traços da régua.

A função procura uma binarização adequada (diferentes valores de *threshold*) até conseguir encontrar todos os traços da escala correctamente. É aplicado um filtro de média ao sinal de modo a retirar eventual ruído. De seguida são procurados os máximos locais desse sinal que corresponderão à zona onde se encontram os traços correspondentes às medidas da régua.

É utilizado um algoritmo de pesquisa de máximos locais refinado, criado propositadamente para o processamento de sinais de voz mas que encontra aplicação em muitas outras áreas. Digamos que dado um sinal de entrada, uma determinada amostra é considerada máximo local se:

- Se situa num ponto onde a primeira diferença do sinal passa de positiva a negativa;
- O seu valor é superior a *MagTh* por cento do máximo absoluto;

- No sinal de primeira diferença, os pontos que distam de si por *Span* amostras à esquerda e à direita possuem valor positivo e negativo respectivamente;
- A amplitude dos pontos que distam de si por *Span* amostras diferem de *DiffTh* unidades.

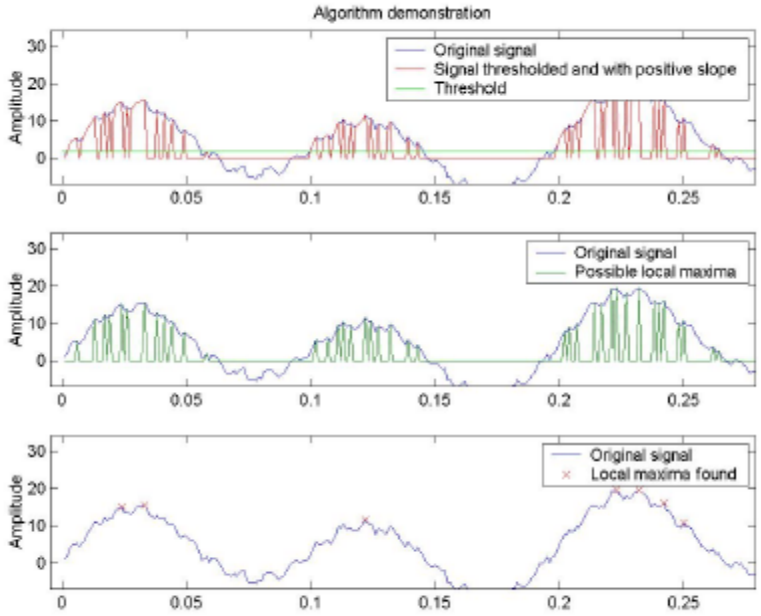

Figura 21: Demonstração da aplicação do algoritmo de pesquisa de máximos

Os parâmetros a itálico são argumentos de entrada passados à rotina que implementa este algoritmo. O método recorre apenas ao sinal e à primeira diferença deste. Está optimizado para o *Matlab*, começa por determinar os pontos candidatos e só então, é que efectua os testes associados às condições referidas no parágrafo anterior.

Como se viu, este algoritmo possui alguma imunidade ao ruído, no entanto, pretende-se que a binarização seja automática. Para evitar a supervisão do processo, é necessário em primeiro lugar tratar o sinal de que falamos.

Normalmente o histograma de uma imagem não é suave (acontece por exemplo quando a imagem possui uma distribuição uniforme ou foi sujeita a uma acção de filtragem suavizadora), daí a necessidade de uma filtragem de suavização.

Após saber a primeira localização dos máximos, essa localização é ajustada através do cálculo dos respectivos centróides de cada uma das zonas correspondentes ao traço (máximo local) da régua, obtendo desta maneira uma medição das abcissas dos máximos mais precisa do que uma detecção de máximos. O valor do factor de escala é guardado na estrutura de dados que contém os dados relativos a esse exame, e é apresentado na aplicação numa pequena caixa de informação acima dos botões de controlo.

Marcação de pontos

De acordo com a lista de pontos indicados no ficheiro de configuração, quando o processo de marcação de pontos é iniciado, ao utilizador vai sendo pedido que marque os pontos, e sendo-lhe apresentada uma breve descrição do ponto a marcar.

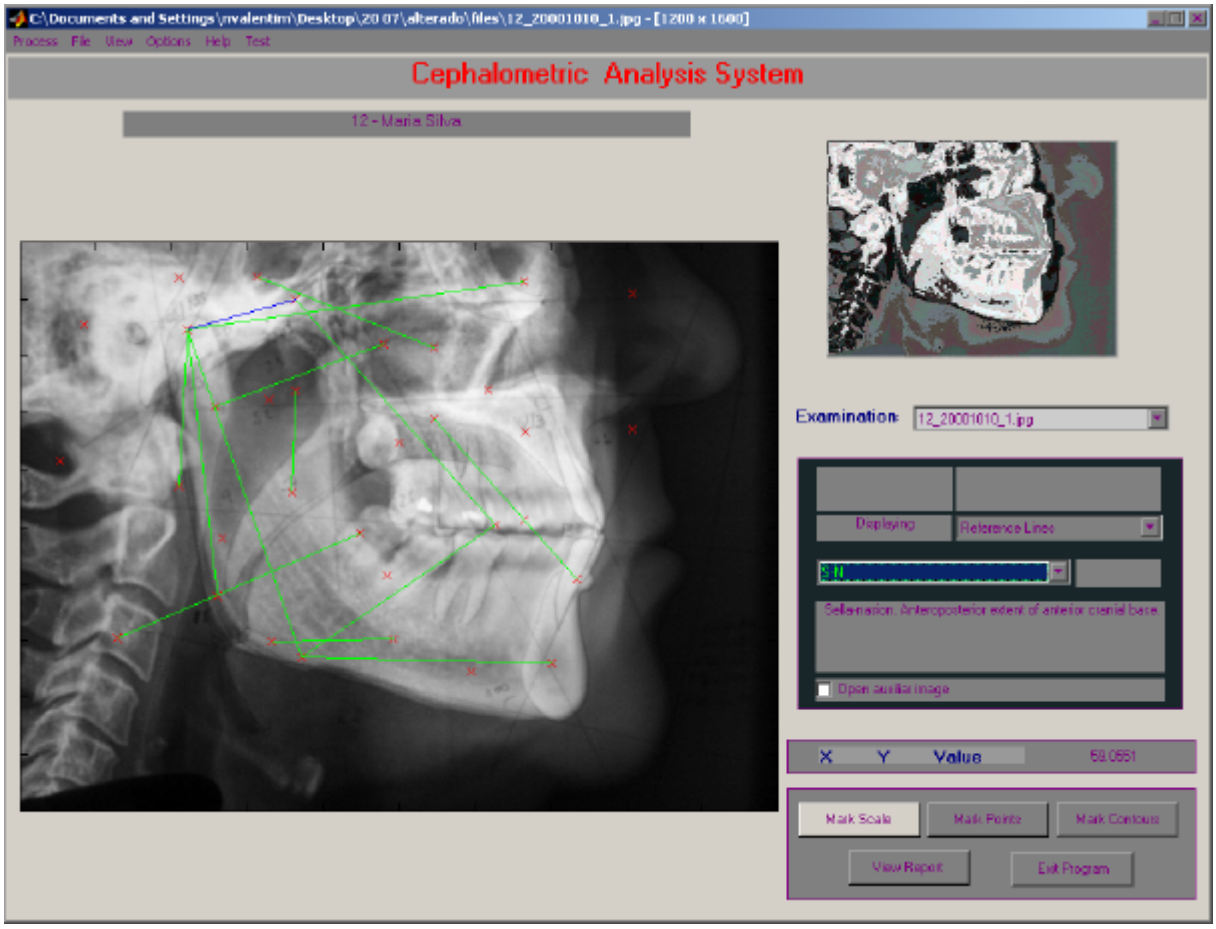

Figura 22: Pontos e linhas marcados.

Quando todos os pontos estiverem marcados a aplicação efectua todos os cálculos necessários para a análise, e marca as linhas definidas no ficheiro de dados.

Cálculo automático de parâmetros

Durante a análise são calculados ângulos, distâncias, uma área e outros cálculos de grandezas pedidas.

Os primeiros cálculos a ser efectuados são os dos ângulos. Esse cálculo é efectuado conhecendo as linhas entre as quais se mede o ângulo. É necessário também conhecer os pontos que formam essas linhas. O ângulo é calculado através da definição de produto interno

de dois vectores. Conhecendo os dois vectores directores de cada linhas define-se o ângulo formado entre as linhas que têm a direcção desses vectores.

A distância entre dois pontos é efectuada pela simples definição matemática de distância entre dois pontos, desde que sejam conhecidas as coordenadas desses pontos.

A distância de um ponto a uma recta é efectuada através da busca de um vector perpendicular ao vector director da recta à qual se quer medir a distância, e a partir daí conhece-se a recta perpendicular a essa linha que passe no ponto ao qual se deseja a distância

A área do contorno da faringe é calculada através da determinação da área formada pelo polígono formado pela união dos pontos marcados pelo utilizador.

Ainda foi necessário calcular algumas grandezas pedidas, mas estas são simples razões de distâncias já conhecidas e ainda a soma de alguns ângulos entre si de interesse relevante para a análise.

Marcação de contornos

Nesta marcação é pedida a identificação de dois contornos: o do rosto e o da faringe (estes servirão para posterior análise). A marcação de contornos foi efectuada através da adaptação de uma '*spline*' aos pontos marcados pelo utilizador. Claro que para uma maior precisão da *spline* adaptada, o número de pontos marcados é essencial. Quantos mais, maior a precisão. Esta operação também pode ser anulada a qualquer altura por pressão da tecla '*Esc*'.

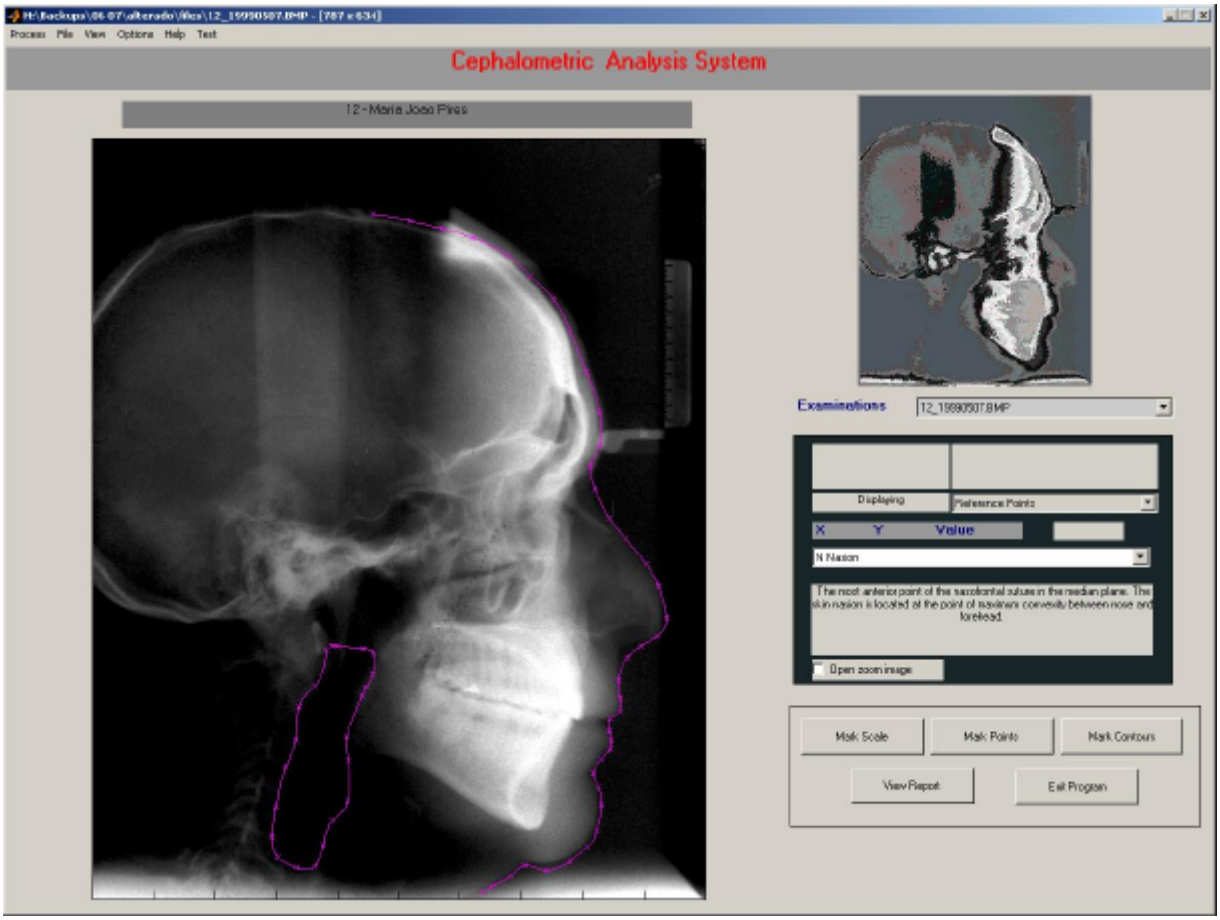

Figura 23: Contorno da cara e faringe.

No final da marcação do último contorno (faringe) é calculada a área definida pelo contorno da faringe, pois trata-se de um dado importante para a análise.

Visualização de dados

Os pontos e linhas podem ser visualizados, por selecção do '*popup menu*' '*Displaying*', onde é possível seleccionar o tipo de dados a ser visualizados. De seguida o utilizador tem de seleccionar no segundo '*popup menu*' a especificação do ponto/linha/ângulo/distância que quer visualizar. Linhas e pontos são visualizados a côr diferente na imagem, enquanto que em relação a distâncias e ângulos, os valores são indicados na própria aplicação numa área de informação.

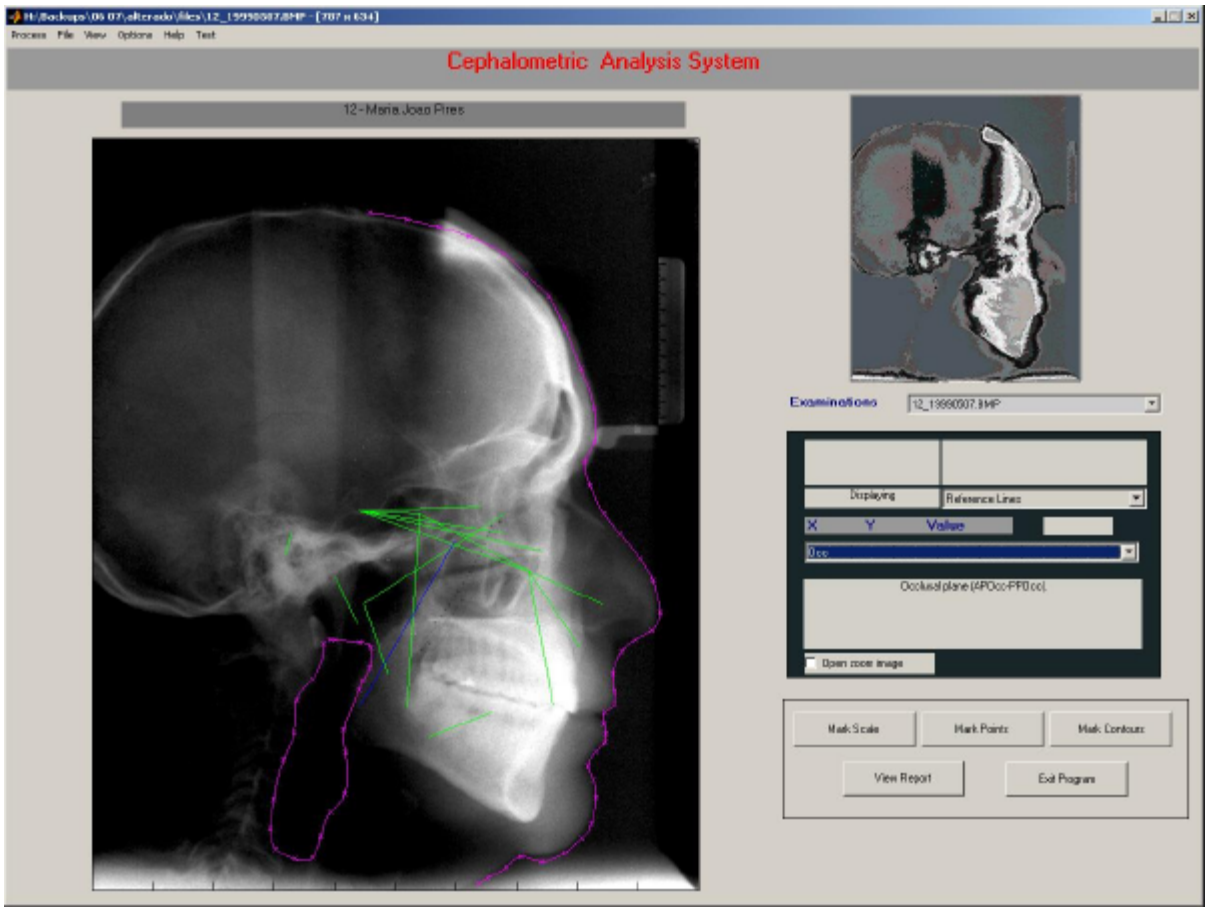

Figura 24: Linhas selecionada na '*popupmenu*' visualizada a côr diferente na imagem.

Visualização de relatório de diagnóstico médico

Para uma melhor visualização dos resultados da análise foi elaborado um pequeno relatório que auxilia o médico na interpretação das medidas efectuadas, permitindo extrair conclusões de uma forma simples e rápida. A opção de visualização escolhida foi em ficheiro html, pois

qualquer terminal equipado com o *Microsoft Windows* contém a aplicação *Microsoft Internet Explorer*, sem necessariamente ter uma ligação *Internet*.

O relatório pode ser apresentado de duas formas: simples e comparativo. Em alguns processos existe mais do que um exame, e pode haver a necessidade, se já tiver sido feita a análise em pelo menos dois exames, de comparar esses resultados. O relatório apresenta além dos valores obtidos, também os valores médios, os respectivos desvios e o desvio dos cálculos em relação aos seus valores médios.

Figura 25: Visualização de relatório simples da análise cefalométrica.

Figura 26: Visualização de relatório comparativo da análise cefalométrica.

Todos os resultados da análise cefalométrica individual de um exame podem ser exportados para um ficheiro de texto (.txt) com o próprio nome da imagem analisada para análise estatística posterior no *Microsoft Excel*.

6 Conclusões e perspectivas de trabalho futuro

A realização deste projecto permitiu-me tomar conhecimento das dificuldades existentes na realização de um projecto de engenharia. As dificuldades que podem desde a análise de requisitos, especificação de um protótipo, planificação do projecto, concepção e produção de '*software* à medida'.

Com este projecto ganhei uma maior sensibilidade para questões básicas como planificação de tarefas, questões estas que devem estar presentes na formação de um engenheiro mas para as quais ainda não estava sensibilizado. Por outro lado, permitiu-me conhecer de forma mais aprofundada o que é o desenvolvimento de uma aplicação orientada para Processamento Digital de Imagem.

Da aplicação, desenvolvida resultou uma aplicação flexível, preciso e à medida das necessidades do utilizador, tornando o seu trabalho simples e rápido. Neste caso o utilizador seria um médico ortodôntico. O seu trabalho centra-se na análise cefalométrica para posterior diagnóstico e avaliação de eventuais correcções e tratamento.

Como trabalho futuro, muito poderá ser ainda feito, visto esta ser a primeira versão deste software, mas os cinco meses de que dispus para efectuar este projecto mostraram-se pequenos para completar todas as ideias subjacentes ao projecto. Questões como a movimentação dos pontos, a detecção automática dos pontos cefalométricos, o alinhamento de fotografias às radiografias e linhas traçadas, a compilação da aplicação, a possibilidade de interface entre aplicação e *scanner*/câmara digital, e o *morphing* (rotinas de processamento das imagens adquiridas que permitem prever o resultado da correcção cirúrgica a efectuar), são questões interessantes que precisariam de mais tempo para serem investigadas e desenvolvidas.

Bibliografia

Fernandes, António José, Métodos, Regras para Elaboração de Trabalhos Académicos e Científicos © 1993 Porto Editora.

Rakosi, Thomas, *An Atlas and Manual of Cephalometric Radiography* © 1982 Wolfe Medical Publications Ltd.

Gonzalez, Rafael C., Woods, Richard E., *Digital Image Processing* © 1992 Addinson-Wesley Publishing Company, Inc

Instituições:

Instituto de Engenharia Biomédica

http://www.ineb.up.pt/

Ensino:

Projecto/Seminário/Trabalho Final de Curso Ano Lectivo 2001-2002

http://www.fe.up.pt/~sam/PSTFC/page1.html

Páginas da cadeira de Processamento e Análise de Imagem

http://www.fe.up.pt/~padilha/PAI/

http://www.fe.up.pt/~amendon/PAI.html

Página da cadeira de Aplicações de Processamento e Análise de Imagem

http://www.fe.up.pt/~campilho/APSIM/

Cefalometria:

Craniofacial Growth

http://iadr.confex.com/iadr/2002SanDiego/techprogram/session_1770.htm

Automated Cephalometric Analysis

http://www.eastman.ucl.ac.uk/~dmi/MINORI/ceph.html

Comparison of Landmark Identification in Traditional Versus Computer-Aided Digital Cephalometry

http://www.angle.org/anglonline/?request=get-pdf&file=i0003-3219-070-05-0387.pdf

Deformidades dento-faciais

http://www.spo.org.br/silas.html

Processamento e Análise de Imagem:

ISEL - DEEC - Processamento e Análise de Imagem

http://www.deetc.isel.ipl.pt/comunicacoesep/disciplinas/pdi/pdi_pt.htm

Advanced Image Processing

http://www.engineering.uiowa.edu/~brathwai/AIP/HW5/homework5.1.html

Image Morphing

http://www.owlnet.rice.edu/~elec539/Projects97/morphjrks/themainpage.html

Image Morphing Final Project

http://www.francischang.com/morph/

Final Projects

http://white.stanford.edu/~heeger/psych267/assignments98/final.html

MakeQTMovie - Create QuickTime movies in Matlab

http://rvl4.ecn.purdue.edu/~malcolm/interval/1999-066/

Software Comercial:

Onyx Ceph

http://www.onyx-ceph.de/

Dolphin and 3M Unitek

http://www.dolphinimaging.com/new_site/index.html

Visual Ceph da OrthoCom
http://www.orthocom.com/products/ceph/default.asp

Orthodontic and Cephalometric Software
http://www.fyitek.com/index.html

Hardware:

Câmara digital Sony DSC-F707 Cyber-shot
http://www.sonystyle.com/home/item.jsp?hierc=9682x9128x9045&catid=&itemid=44141

Scanner Umax Astra 1220S
http://www.umax.com/support/knowledge/specifications.jsp?model=Astra+1220S

ANEXO A: Glossário

Biotipo

Conjunto das propriedades vitais, características e diferenciais, dos indivíduos encarados na sua unidade

Cefalograma

Desenho anatómico das estruturas analisadas cefalometricamente

Cefalometria

Medição da cabeça

Ortodontia

Profilaxia e correcção dos defeitos da posição dos dentes

Patch

É um polígono ou mais definido pelas coordenadas dos seus vértices

Radiografia

Fotografia obtida por meio de radiações de comprimento de onda muito curto, como os raios X ou os raios gama, podendo também ser obtida por aplicação de neutrões, partículas alfa, electrões ou protões

Tomografia

Técnica que utiliza os raios X para obter imagens, por planos e à profundidade que se deseje, de um órgão ou tecido, o que permite localizar, com precisão, uma lesão qualquer; a imagem obtida por este processo

ANEXO B: Abreviaturas

ARSIS – Grupo de Arquitecuras e Sistemas do INEB

BMP – *Windows Bitmap*

CEPHAS – *Cephalometric Analysis System*

CVIP – Grupo de Visão por Computador e Processamento de Imagem do INEB

DPI – *Dot per inch*

FCT – Fundação da Ciência e Tecnologia

FEUP – Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

GIF – *Graphics Interchange Format*

HGSA – Hospital Geral de Santo António

HTML – *Hypertext Markup Language*

IHS – *Intensity-Hue-Saturation*

INEB – Insituto de Engenharia Biomédica

JPEG – *Joint Photographic Experts Group*

PCX – *Windows Paintbrush*

PDI – Processamento Digital de Imagem

PNG – *Portable Network Graphics*

PSI – Grupo de Processamento de Sinal do INEB

TIFF – *Tagged Image File Format*

ANEXO C: Folha de características do *Scanner Umax Astra 1220S*

Folha de características

General	
Type	Flatbed scanner
Form factor	Desktop
Dimensions (W x D x H) / Weight	12.1 in x 18.2 in x 3.9 in / 7.7 lbs
Enclosure color	White
Scanner	
Sample max gray depth	12-bit gray
Sample max color depth	36-bit color
Optical resolution	600 dpi x 1200 dpi
Interpolated resolution	9600 dpi x 9600 dpi
Scan element type / Lamp / Light source type	CCD / daylight fluorescent
Scan speed / Data transfer rate	31 sec / page (color)
Media Handling	

Max document size	8.5 in (Legal) x 11.7 in (A4)
Interface Adapter	
Interface adaptertype	SCSI plug-in card
Control interface type	SCSI-2 (8-bit)
Networking	
Network type	None
Miscellaneous	
Compliant standards	TWAIN
Power	
Power supply / Device type	Power supply integrated
Battery installed (max)	None
Software / System Requirements	
Software included	Drivers & Utilities, Adobe PhotoDeluxe
Min operating system	Microsoft Windows NT 4.0, Microsoft Windows 95/98, Apple MacOS
Warranty	
Service / Support	1 year warranty

ANEXO D: Folha de características da câmara digital *Sony DSC-F707 Cyber-shot*

If you're trying to keep ahead of the pack when it comes to digital imaging technology, this is the camera for you. It showcases superb functionality and the most advanced technology offerings available from a name you know you can trust: Sony. The DSC-F707 Cyber-shot® digital camera combines a 5.0 Effective (5.2 Gross) CCD, a superior-quality Carl Zeiss™ Vario-Sonnar lens, Hologram AF laser focus assist for improved focus and exposure metering, Multi-pattern metering and TTL pre-flash exposure control.

Picture quality is enhanced with Clear Color NR which reduces color noise and Slow-shutter NR which captures and subtracts CCD noise from long time exposures. However, new shooting opportunities are realized with Sony's Nightshot™ technology, which enables the DSC-F707 for infra-red photography. The NightFraming system provides infra-red light as a composition assist, and utilizes Hologram AF focusing and Pre-flash exposure metering for consistently great shots even in low or no light conditions.

Features

- 2/3" 5.24 MegaPixel Super HAD™ CCD image sensor, 5.02 MP effective
- Carl Zeiss™ Vario Sonnar 5X Optical zoom lens with f2.0 maximum aperture, 10X Precision Digital zoom
- High speed scan AutoFocus, Manual focus ring with LCD magnifier and Hologram AF low light laser focusing assist
- Clear Color NR color noise reduction, Slow Shutter NR subtractive noise reduction for exposures in excess of 2 sec
- 46-step Shutter Priority (30 sec ~ 1/1000 sec), 13-step Aperture Priority (f2.0 ~ f 8.0), Full Manual Exposure
- Multi-pattern measuring exposure system, Center-weighted averaging and Spot meter modes
- Night Shot™ Infra-red illumination system, NightFraming infra-red assist helps composition in adverse lighting
- Twilight, Portrait & Landscape Scene Mode Program Auto-exposure, 4 Mode Auto White Balance with 1 push
- Eye-level 180k LCD Electronic Viewfinder, 1.8" 123K Pixel LCD Viewfinder, AccuPower™ Meter

- Through the Lens (TTL) pre-flash metering, red-eye reduction, cold shoe & Acc terminal for HVL-F1000
- 5MP (2560x1920), 3:2 5MP (2560x1712), QXGA (2048x1536), SXGA (1280x960), VGA (640x480) picture sizes
- JPEG (Fine/Standard), TIFF, Voice Memo, E-Mail and Text still image modes
- 3 Shot 2fps Burst mode, 3 Shot Auto-exposure Bracketing with 1/3, 2/3, 1 EV (stop) adjustable increments
- MPEG-EX (Extended) 160x112 and 320x240 Audio/Video modes with 6X cue/review and divide/delete editing
- MPEG-HQ (High Quality) 320x240 Audio/Video mode with 16fps full screen playback & hi-sampling rate audio
- Clip Motion 160x120 and 80x72 Animated GIF Modes
- Playback Zoom with selectable resolution trimming function, in-camera re-size and copy functions, A/V Output
- USB Connector with cable & driver for Windows® 98/98SE/Me/2000 Professional, Macintosh® OS 8.5.1/8.6/9.0/9.1
- Supplied Software: MGI PhotoSuite® v8.1, PhotoSuite® SE v1.1, VideoWave® III SE, USB Driver SPVD-004
- Supplied Accessories: InfoLithium M Battery, AC-L10 AC Adaptor/in-camera charger, A/V output cable, USB cable, shoulder strap, lens cap w/strap, 16MB Memory Stick® media

ANEXO E: Conteúdo do ficheiro ‘cephas_config.txt’

P1 - N Nasion, The most anterior point of the nasofrontal suture in the median plane. The skin nasion is located at the point of maximum convexity between nose and forehead.

P2 - S Sella, The sella point is defined as the midpoint of the hypophysial fossa.

P3 - A Point A subspinale, The deepest midline point in the curved bony outline from the base to the alveolar process of the maxilla, i.e., at the deepest point between the anterior nasal spine and prosthion.

P4 - Pr Prosthion, Alveolar rim of the maxilla; the lowest, most anterior point on the alveolar portion of the premaxilla, in the median plane, between the upper central incisors.

P5 - Is Incisor superius, Tip of the crown of the most anteior maxillary central incisor.

P6 - Ap1_ Apicale 1_, Root apex of the most anterior maxillary central incisor.

P7 - Ii Incisor inferius, Tip of the crown of the most anterior mandibular central incisor.

P8 - Ap1^ Apicale 1^, Root apex of the most anterior mandibular central incisor.

P9 - Id Infradentale, Alveolar rim of the mandible; the highest, most anterior point on the alveolar process, in the median plane, between the madibular central incisors.

P10 - B Point B Supramentale, Most anterior paart of the mandibular base. It is the most posterior point in the outer countour of the mandibular alveolar process, in the median plane.

P11 - Pog Pogonion, Most anterior point of the bony chin, in the median plane.

P12 - Gn Gnathion, The most anterior and inferior point of the bony chin. It is constructed by intersecting a line drwan perpendiculary to the line connecting Me and Pog with the bony outline.

P13 - Me Menton, Is the most caudal point in the outline of the symphysis; it is regarded as the lowest point of the mandible and corresponds to the anthropological ganthion.

P14 - Go Gonion, The intersection of the lines tangent to the posterior margin of the ascending ramus and the manibular base.

P15 - Ar Articulare, The point of intersection of the posterior margin of the ascending ramus and the outer margin of the cranial base.

P16 - Cd Condylion, Most superior point on the head of the condyle.

P17 - Or Orbitale, Lowermost point of the orbit in the radiograph.

P18 - ANS Anterior nasal spine, Is the tip of the bony anterior nasal spine, in the median plane.

P19 - PNS Posterior nasal spine, The intersection of a continuation of the anterior wall of the pterygopalatine fossa and the floor of the nose. It marks the dorsal limit of the maxilla.

P20 - PPOcc Posterior point for the occlusal plane, The most distal point of contact between the most posterior molars in occlusion.

P21 - Ba Basion, Lowest point on the anterior margin of the foramen magnum in the median plane.

P22 - Ptm Pterygomaxillary fissure, The contour of the fissure projected onto the palatal plane. The anterior wall represents the maxillary tuberosity outline, the posterior wall the anterior curve of the pterygoid process. This corresponds to PNS.

P23 - H, Hioide.

P24 - Pt, Pterion.

P25 - TN, Tip of the nose.

P26 - Soft Pg, Soft tissue pogonion.

P27 - APOcc, Anterior point for the occlusal plane.

P28 - VP, Ponto velar posterior.

P29 - VA, Ponto velar anterior.

P30 - Ponto P, Extremidade da úvula.

P31 - Porion, Ponto superior do CAE.

P32 - Ponto M, Intersecção entre o eixo do dente inciso superior e o plano maxilar.

P33 - AAS, Parede anterior da hipofaringe.

L1,2,1 - S-N, Sella-nasion. Anteroposterior extent of anterior cranial base.

L2,2,15 - S-Ar, Lateral extent of cranial base.

L3,12,15 - Ar-Go, Length of ramus.

L4,14,12 - Me-Go, Extent of mandibular base.

L5,1,3 - N-A, Nasion - point A.

L6,1,10 - N-B, Nasion - point B.

L7,1,11 - N-Pog, Nasion - pogonion.

L8,1,12 - N-Go, Nasion - gonion line for analysis of the gonial angle.

L9,18,19 - Pal, Palatal plane (ANS-PNS).

L10,20,27 - Occ, Occlusal plane (APOcc-PPOcc).

L11,6,7 - 1-Pal, Long axis of upper incisor to Pal.

L12,8,9 - 1-MP, Long axis of lower incisor to mandibular plane.

L13,25,26 - EL, Aesthetic line. Tip of nose - soft tissue pogonion.

L14,17,31 - Pl.Frank., Plano de Frankfurt.

A1,2,1,1,3 - SNA; Anteroposterior position of maxilla (82/2).

A2,2,1,1,10 - SNB; Anteroposterior position of mandible (80/2).

A3,3,1,1,10 - ANB; Difference between SNA and SNB (2/2).

A4,2,1,1,4 - S-N-Pr; Anteroposterior position of alveolar part of premaxilla (84).

A5,2,1,1,9 - S-N-Id; Anteroposterior position of alveolar part of madible (81).

A6,18,19,14,13 - Pal-Mp; Angle between palatal and mandibular plane (25).

A7,18,19,20,27 - Pal-Occ; Upper occlusal plane angle (11).

A8,14,13,20,27 - MP-Occ; Lower occlusal plane (14).

A9,2,1,13,14 - SN-MP; Angle between SN and mandibular plane (32).

A10,17,32,1,10 - Facial; entre o plano de Frankfurt e a recta que passa em Na e o ponto B (90/3).

A11,17,31,1,3 - Maxilar; entre o plano de Frankfurt e a recta N-Ponto A (90/3).

A12,21,1,24,12 - Rickets; entre a linha Ba-N e a linha Pterion-Gnation (90).

A13,1,2,2,15 - N-S-Ar; Saddle angle (123/5).

A14,2,15,15,13 - S-Ar-Go; Articular angle (143/6).

A15,15,13,13,14 - Ar-Go-Me; Gonial angle (128/7).

A16,15,13,13,1 - Ar-Go-N; Go1, upper gonial anlge (53.5/1.5).

A17,1,13,13,14 - N-Go-Me; Go2,lower gonial angle (72.5/2.5).

A18,6,7,18,19 - 1_-Pal; Angle between lower incisor axis and palatal plane, anteriorly (90/3).

A19,7,8,13,14 - 1^-MP; Angle between upper incisor axis and mandibular plane, posteriorly (70/5).

A20,6,5,7,8 - ii angle; Interincisal angle between upper and lower central incisor axesm posteriorly (130/6).

D1,2,1,0 - S-N; Anteroposterior extent of anterior cranial base (71/3).

D2,2,15,0 - S-Ar; Extent of lateral cranial base (32/3).

D3,2,14,0 - S-Go; Posterior facial height (71/6).

D4,1,13,0 - N-Me; Anterior facial height (114/6).

D5,32,13,0 - M-Me; Distância entre plano maxilar e mento, ou altura anteroinferior (0).

D6,28,29,0 - VP-VA; Largura da velofaringe (13/5).

D7,19,30,0 - PNS-Ponto P; Comprimento do palato mole (37/3).

ANEXO F: Manual do Programa CEPHAS